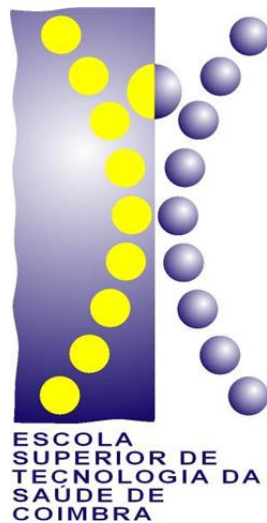


Paulo André Espada Couto Ferreira

Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra

Mestrado em Fisioterapia na Área de Especialização do Movimento Humano



Análise da relação entre a activação electromiográfica do
Quadricípite e a posição articular do joelho durante a extensão

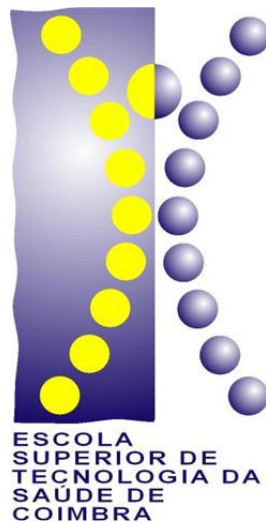
Coimbra

2013

Paulo André Espada Couto Ferreira

Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra

Mestrado em Fisioterapia na Área de Especialização do Movimento Humano



Análise da relação entre a activação electromiográfica do
Quadrícipite e a posição articular do joelho durante a extensão

*Dissertação submetida à Escola Superior de
Tecnologia da Saúde de Coimbra para
obtenção do grau de Mestre em
Fisioterapia na área de Especialização
do Movimento Humano sob orientação
da Professora Doutora Maria António Castro*

Coimbra

2013

Resumo

Introdução e objectivos: Este estudo insere-se na temática do movimento humano, mais concretamente na análise da força e actividade mioelétrica do Quadrícipite de acordo com a posição angular do joelho, com o objectivo de contribuir para a melhoria da eficácia deste instrumento de análise usado na prática clínica. O principal objectivo deste estudo é identificar a posição angular do joelho em que o Quadrícipite tem o seu máximo de activação mioelétrica e de força muscular, durante a sua contracção isométrica. Pretende-se ainda comparar a produção de força isométrica do Quadrícipite em diferentes posições angulares do joelho, aspecto ainda pouco claro na literatura. Embora a posição de referência do teste muscular manual seja a de extensão completa do joelho (extensão quase completa, para evitar a posição de *closed-pack position* do joelho, ou posição de ferrolho articular), a posição capaz de produzir maior quantidade de força, segundo a teoria das pontes cruzadas de actina e miosina, é a amplitude média articular. Este estudo tem como objectivo clarificar esse ponto menos claro na avaliação do Quadrícipite.

Material e Métodos: A recolha de dados teve lugar em ambiente laboratorial. Foram examinados 38 indivíduos (30 do sexo feminino e 8 do sexo masculino). O protocolo de teste isocinético constituiu na execução de uma contracção isométrica máxima do músculo Quadrícipite, com a duração de 5 segundos, para cada amplitude articular do joelho testada (5°, 30° e 60° de flexão), com intervalos de repouso de 30 segundos entre elas, numa amplitude articular da anca constante (85° de flexão). A força muscular exercida pelo Quadrícipite foi registada num Dinamómetro Isocinético e a actividade electromiográfica foi registrada nos músculos Vasto medial, Vasto Lateral e Recto Femoral do Quadrícipite.

Resultados: A posição angular da articulação do joelho em que o Quadrícipite realizava o seu máximo de força muscular e actividade mioelétrica foi nos 60° de flexão do mesmo, comparativamente com os 5° e 30° do joelho, em condições isométricas, com a articulação da anca estabilizada no 85° de flexão. As diferenças destes resultados foram estatisticamente significativos.

Conclusão: A posição de referência do teste muscular manual do Quadrícipite, os 5° de flexão do joelho e 90° de flexão da anca, não é a posição articular do joelho em que o

músculo em causa produz maior quantidade de força muscular e actividade mioelétrica. A posição de teste muscular manual do Quadricípite deveria ser os 60° de flexão do joelho (e 90° de flexão da anca), para uma quantificação mais precisa da força muscular máxima produzida pelo mesmo. De referir, que esta conclusão vai ao encontro do que é postulado na teoria das pontes cruzadas de actina e miosina.

Abstract

Introduction and purposes: This study is about the theme of the human movement, more precisely the analysis of the strength and myoelectrical activity of the Quadriceps according to the angle position of the knee, with the objective of improving the performance of this test used in the clinical practice. The principal aim of this study is to identify the angle position of the knee, in which the Quadriceps has the highest myoelectrical activation and muscle force, during its isometrical contraction. It is still intended to compare the production of isometrical force of the Quadriceps in different angle knee positions, which isn't clear in literature yet. Although the position of reference of the manual muscle test is the complete knee extension (almost complete extension, to avoid the closed-pack position of the knee), the position able of producing a higher force quantity, according to the sliding filament model of actine and myosin, it is the joint average amplitude. This study aims to clarify that less clear point in the evaluation of Quadriceps.

Material and Methods: The collection of data happened in laboratory atmosphere. 38 individuals were examined (30 female and 8 male). The protocol of isocinetic test consisted of the execution of a maximum isometric contraction of the Quadriceps muscle, lasting 5 seconds, for each joint amplitude of the knee tested (5°, 30° and 60° of flexion), with resting breaks of 30 seconds between them, in a joint amplitude of the connected hip (85° of flexion). The muscle strength made by the Quadriceps was registered in an Isocinetic Dinamometer and the electromyography activity was registered in the Vastus Medialis, Vastus Lateralis and Rectus Femoris of the Quadriceps.

Results: The angle position of the knee joint in which the Quadriceps achieved its highest muscle force and myoelectrical activity was on the 60° of flexion of the same, comparing to the 5° and 30° of the knee, in isometric conditions, with the hip joint stabilized in the 85° of flexion. The differences of these results were statistically meaningful.

Conclusion: The reference position of the manual muscle test of the Quadriceps, the 5° of the knee flexion and 90° of the hip flexion, isn't the joint knee position in which the muscle in case produces a higher amount of muscle force and myoelectrical activity.

The position of the manual muscle test of the Quadriceps should be the 60° of the knee joint (and 90° of the hip flexion), for a more precise quantification of the maximum muscle force produced by the same. It's important to take into account that this conclusion is according to the sliding filament model of actine and myosin.

Agradecimentos

A concretização desta tese de mestrado só foi possível graças à generosa contribuição de várias pessoas. A todas elas gostaria de prestar aqui a minha homenagem:

À *Professora Doutora Maria António Castro*, pela forma competente, rigorosa e dedicada com que sempre me orientou. Aqui fica o meu mais profundo reconhecimento.

Aos meus colegas *Ft. Sara Neto e Mestre João Vaz* pela colaboração prestada durante a recolha de dados e na recolha de material bibliográfico. O meu agradecimento.

Aos *alunos de Fisioterapia da Escola Superior das Tecnologia da Saúde de Coimbra*, pela forma solidária e empenhada com que colaboraram na recolha de dados. Foram eles que tornaram praticável a concretização deste trabalho. O meu reconhecimento.

Aos *meus pais, à minha irmã e meus avós*, pelo extraordinário apoio que sempre me proporcionaram. Em muito têm contribuído para o meu desempenho académico e profissional. Bem hajam.

Índice Geral

Resumo	4
Abstract.....	6
Agradecimentos	8
Índice de tabelas	11
Índice de apêndices.....	11
Índice de Gráficos.....	11
Índice de figuras	12
Lista de abreviaturas	13
Introdução	14
1 - Enquadramento do estudo	14
2 – Objectivos do Estudo	16
3 – Pertinência do estudo	16
4. Estrutura do trabalho	17
Parte I - Revisão de Literatura.....	18
1 - Anatomia do joelho	19
1.1 - Articulação do joelho.....	19
1.2 - Músculo Quadricípite.....	20
2 - Teste muscular manual	21
2.1 - Generalidades do teste muscular manual	21
2.2 - Teste muscular manual do QT	22
3 - Contrações isométricas: relação entre comprimento muscular, actividade electromiografica e quantidade de força produzida	25
3.1 - Generalidades sobre contrações isométricas	25
3.2. Relação entre comprimento muscular, actividade electromiográfica e quantidade de força produzida	26
4 - Instrumentação para análise da força muscular e actividade electromiográfica ...	33
4.1. Dinamometria isocinética.....	33
4.2 - Electromiografia	34
Parte II – Estudo Empírico	36
1 - Metodologia	37

1.2 - Desenho do estudo.....	37
1.3 - Amostra	37
1.4 - Local do estudo.....	39
1.5 - Duração do estudo	39
1.6 - Tarefa e dispositivo experimental	39
1.7 - Descrição da tarefa	41
1.8 - Instrumentos de medida.....	43
1.8.1 - Dinamómetro isocinético	44
1.8.2 - Electromiografia	44
1.8.3 - Processamento dos dados.....	45
1.9 - Tratamento de dados.....	46
1.10 - Processamento estatístico	46
1.11 - Limitações do estudo	47
2 - Apresentação dos resultados	48
2.1 - Perfil da força isométrica exercida e actividade mioelétrica médias por posição	48
4.3. Comparação dos momentos de força e actividade mioelétrica entre posições articulares.....	53
3 - Discussão de Resultados	56
Conclusão	62
Referencias Bibliográficas.....	64
Apêndices	72
Apêndice 1 – Consentimento informado	73

Índice de tabelas

Tabela 1 - Estatística descritiva das variáveis idade, peso e estatura.

Tabela 2 - Localização e procedimentos de colocação das superfícies de detecção (Correia & Mil-Homens, 2004).

Tabela 3 - Estatística descritiva dos valores de momento de força e actividade mioelétrica do QT para a posição de 5° de flexão do joelho

Tabela 4 - Estatística descritiva dos valores de momento de força e actividade mioelétrica do QT para a posição de 30° de flexão do joelho

Tabela 5 - Estatística descritiva dos valores de momento de força e actividade mioelétrica do QT para a posição de 60° de flexão do joelho

Tabela 6 - Resultado da comparação entre posições articulares para as variáveis em análise (% actividade mioelétrica e força muscular isométrica máxima)

Tabela 7 - Diferenças estatisticamente significativas determinadas por comparações *post-hoc* (correção de *Bonferroni*) entre grupos em relação aos aspectos avaliados (actividade mioelétrica e força muscular isométrica máxima)

Índice de apêndices

Apêndice 1 – Consentimento informado

Índice de Gráficos

Gráfico 1: Actividade mioelétrica do VM nas diferentes posições articulares do joelho testadas

Gráfico 2: Actividade mioelétrica do VL nas diferentes posições articulares do joelho testadas

Gráfico 3: Actividade mioelétrica do RF nas diferentes posições articulares do joelho testadas

Gráfico 4: Momentos de força produzidos pelo QT nas diferentes posições articulares do joelho testadas

Índice de figuras

Figura 1: Dinamómetro Isocínético com um exemplo de instalação de um sujeito da amostra (com joelho com 5° flexão e anca com 55° de flexão).

Figura 2: Teste de Thomas

Figura 3: Teste do ângulo poplíteo

Lista de abreviaturas

QT- Quadricípite

IT – Isquiotibiais

VM- Vasto Medial

VL – Vasto Lateral

VI – Vasto Intermédio

RF – Recto Femoral

LCM – Ligamento Colateral Medial

LCL – Ligamento Colateral Lateral

LCA – Ligamento Cruzado Anterior

LCP – Ligamento Cruzado Posterior

EMG – Electromiografia

RCTs – Randomized Controlled Trials

ICC – Coeficiente Correlacional Interclasse

° - Grau

Introdução

1 - Enquadramento do estudo

Este estudo insere-se na temática do movimento humano, mais concretamente na análise biomecânica das capacidades mioeléctricas do Quadricípite (QT) de acordo com a posição angular da articulação do joelho, com o objectivo de auxiliar os profissionais de saúde na sua prática clínica.

Pretende-se perceber em que posição articular do joelho se obtém maior activação muscular do QT em condições isométricas máximas para extensão, podendo influenciar numa maior produção de força do mesmo (maior pico de momento de força). Para isto, foi tomada como base a teoria das pontes cruzadas que estabelece uma relação entre comprimento do sarcómero e força muscular produzida. A força produzida é tanto maior quanto maior for o número de pontes cruzadas de actina e miosina, que coincide com as amplitudes intermédias articulares (Seeley, Stephens, & Tate, 2003). No caso do QT, no movimento de extensão, não existe um grande consenso em qual o intervalo angular da articulação do joelho o QT tem maior activação mioeléctrica. A sua maior activação mioeléctrica ocorre, aproximadamente, nos 75° de flexão, de acordo com Silva et al. (2005), enquanto que, Babault et al (2003) defendem que a maior actividade mioeléctrica do QT se encontra no intervalo angular dos 30-50° de flexão do joelho, no mesmo sentido, Kendall et al. (2005) sustentam a execução do teste muscular manual do QT com o joelho em extensão quase completa (5° de flexão do joelho). Por isto se torna interessante a realização deste projecto, para tentar clarificar um assunto que gera diferentes conclusões.

A avaliação da força muscular pode ser feita através da realização do teste muscular manual (mais subjectivo e qualitativo) ou recorrendo ao uso do dinamómetro isocinético (mais objetivo e quantitativo) (Dvir, 2002).

Espera-se com este estudo identificar a posição articular do joelho em que o QT produza maior quantidade de actividade mioeléctrica de forma a poder tomá-la como posição de referência para o teste muscular manual deste grupo muscular.

2 – Objectivos do Estudo

O principal objectivo deste estudo é conhecer a posição angular do joelho em que o QT tem o seu máximo de actividade mioelétrica (fazendo uma relação com a capacidade de produção de força do mesmo), durante a sua contracção isométrica máxima para extensão. Este conhecimento da posição angular do joelho em que o QT tem o seu máximo de actividade mioelétrica pode esclarecer qual melhor posição a usar para uma avaliação mais eficaz do aparelho extensor do joelho em patologias do mesmo, por exemplo.

Os outros objectivos são comparar a produção de força isométrica do QT em diferentes posições angulares do joelho; e validar o teste muscular manual do QT. Para atingir estes propósitos usar-se-á uma população constituída, unicamente, por indivíduos saudáveis.

3 – Pertinência do estudo

Os resultados deste estudo pretendem clarificar um aspecto pouco estudado e ainda não muito claro na literatura. Embora a posição de referência do teste muscular manual do joelho seja a de extensão completa do mesmo (extensão quase completa, para evitar a posição de *closed-pack position* do joelho, ou posição de ferrolho articular), a posição capaz de produzir maior quantidade de força, segundo a teoria das pontes cruzadas de actina e miosina, é a amplitude média articular (Guyton, 2005), (Takahashi, 2006), (Seeley, Stephens, & Tate, 2003). Este estudo tem como objectivo clarificar esse ponto menos claro na avaliação do QT.

Os resultados finais deste projecto poderão auxiliar o fisioterapeuta, e restantes profissionais de saúde na execução do teste muscular manual do QT em situação de maior produção de força facilitando assim diagnósticos clínicos mais rigorosos, facilitando avaliações mais rigorosas do aparelho extensor do joelho. Além dos benefícios que estes resultados trazem à parte clínica, eles também poderão auxiliar, por exemplo, os profissionais responsáveis pela avaliação mais correcta da aptidão física (neste caso, força muscular do QT) em atletas de alta competição.

4. Estrutura do trabalho

O presente trabalho apresenta-se sequencialmente organizado em Introdução, Revisão da Literatura, Metodologia, Resultados, Discussão dos Resultados e Conclusão.

Na Introdução é identificado o problema do estudo, são descritos os objectivos do mesmo e é justificada a pertinência do trabalho. As limitações do estudo são clarificadas.

Na Revisão da Literatura pretende-se proporcionar o enquadramento necessário à compreensão da metodologia e resultados do estudo. Na revisão de literatura são revistas as características da anatomia do joelho e do QT, o teste muscular manual, mais concretamente do joelho, a relação de força muscular com actividade mioeléctrica e instrumentação usada no estudo.

Na metodologia são identificados os métodos e amostras usados para se obter os resultados deste projecto.

Na discussão dos resultados é apresentado o ponto de vista e opiniões do autor deste estudo, com base na literatura analisada, em relação aos resultados obtidos mais relevantes.

Na Conclusão pretende-se sintetizar os resultados e detalhes importantes colhidos e discutidos nos tópicos anteriores.

Parte I - Revisão de Literatura

1 - Anatomia do joelho

1.1 - Articulação do joelho

O complexo articular do joelho, do tipo sinovial ou seja, demarcada por ligamentos e uma cápsula articular, que formam em conjunto um compartimento fechado, contendo o líquido sinovial que lubrifica a articulação, é constituída pelo fémur, a tíbia e a rótula (Standring, 2005), (Espregueira-Mendes & Pessoa, 2006) (Seeley, Stephens, & Tate, 2003). Esta pode ser dividida em 2 articulações secundárias: uma denominada de patelofemoral, a outra, denominada de femorotibial, possuindo 2 meniscos interpostos, apresentando 1 grau de liberdade, permitindo movimentos de flexão e extensão (Espregueira-Mendes & Pessoa, 2006), (Standring, 2005). Os movimentos de flexão/extensão do joelho podem ir dos 0° ate aos 120°/135° (Espregueira-Mendes & Pessoa, 2006), (Seeley, Stephens, & Tate, 2003). O joelho tem, também, um componente rotacional que não é um movimento livre, mas um movimento acessório, que acompanha a flexão e extensão (Espregueira-Mendes & Pessoa, 2006) (Standring, 2005).

A articulação femorotibial é entre o fémur e a tíbia e é a principal articulação do complexo do joelho, enquanto que a articulação patelofemoral é a articulação entre a patela e o fémur e tem como principais funções aumentar a vantagem mecânica do QT e proteger a articulação do joelho (Espregueira-Mendes & Pessoa, 2006) (Standring, 2005). O aumento da vantagem mecânica é conseguido aumentando o braço de alavanca (Espregueira-Mendes & Pessoa, 2006) (Fernandes, 2002). Colocando a patela entre o tendão do músculo QT e o fémur, a linha de acção do QT fica mais longe. Por essa razão o braço de alavanca é aumentado, o que permite ao QT ter maior força angular (Espregueira-Mendes & Pessoa, 2006) (Fernandes, 2002).

A articulação do joelho é constituída por 4 principais ligamentos, os ligamentos centrais, o LCA e o LCP, e os ligamentos laterais (ou capsulares), o LCM e o LCL (Seeley, Stephens, & Tate, 2003), (Espregueira-Mendes & Pessoa, 2006), (Standring, 2005). Além dos ligamentos o joelho possui 2 meniscos, que são estruturas semicirculares que têm como função principal o amortecimento articular, distribuem o

peso exercido sobre a articulação e ainda ajudam na estabilidade articular (Espregueira-Mendes & Pessoa, 2006), (Seeley, Stephens, & Tate, 2003), (Standring, 2005).

1.2 - Músculo Quadricípite

Diversos músculos cruzam a articulação do joelho contribuindo para a sua estabilidade assim como para a produção de movimento (Espregueira-Mendes & Pessoa, 2006), (Standring, 2005). O movimento de flexão é realizado fundamentalmente pelos isquiotibiais, contando com a ajuda dos músculos grácilis, sartório, poplíteo e gastrocnémios (Espregueira-Mendes & Pessoa, 2006), (Seeley, Stephens, & Tate, 2003), (Standring, 2005). O movimento de extensão é executado através da contração do QT (Espregueira-Mendes & Pessoa, 2006), (Standring, 2005), (Seeley, Stephens, & Tate, 2003). O músculo QT tem uma importante função estática, que é impedir a torção excessiva do joelho em posição ortostática (Takahashi, 2006).

O mecanismo extensor é o motor que impulsiona a articulação do joelho e permite a marcha (Takahashi, 2006). Este mecanismo localiza-se na parte anterior do joelho e é composto pela patela, tendão patelar, tendão quadricipital e pelos músculos do QT (Seeley, Stephens, & Tate, 2003), (Standring, 2005).

O QT é um músculo que desempenha um importante papel no movimento humano. A disfunção ou atrofia do QT é causa importante em patologias da articulação patelofemoral, assim como importantes défices na estabilidade dinâmica e estática do joelho (Watanabe & Akima, 2011).

O QT é constituído por 4 porções: Vasto Medial (VM), Vasto Lateral (VL), Vasto Intermédio (VI) e Recto Femoral (RF), actuando como extensores do joelho (o RF também participa na flexão da anca devido à sua origem na Espinha Ilíaca Antero Superior, ou seja, é um músculo biarticular) (Espregueira-Mendes & Pessoa, 2006), (Standring, 2005), (Seeley, Stephens, & Tate, 2003). Estas mesmas porções do QT vão-se comportando de maneiras diferentes ao longo do movimento de extensão do joelho, ou seja, têm contribuições diferentes conforme a amplitude articular (Seeley, Stephens, & Tate, 2003), (Guyton, 2005), (Fernandes, 2002). O QT atinge o seu momento máximo de força na amplitude articular média do joelho (altura em que o QT atinge o

seu comprimento médio), devido ao comprimento do sarcómero e consequentemente ao maior número de pontes cruzadas de actina e miosina (relação comprimento-força) (Seeley, Stephens, & Tate, 2003), (Guyton, 2005), (Fernandes, 2002).

2 - Teste muscular manual

2.1 - Generalidades do teste muscular manual

A força muscular é a capacidade que um músculo ou grupo muscular possuem de exercer tensão activamente, de forma a iniciar um movimento, controlá-lo ou manter uma postura (Schneider, Benetti, & Meyer, 2004), (Magalhães & Soares, 2002). A sua avaliação constitui por isso um dos parâmetros fundamentais a nível da qualificação da execução atlética humana, essencial tanto no campo diagnóstico como terapêutico (Dvir, 2002), (O' Sullivan & Schmitz, 2004). Os factores posição angular, tipo de acção muscular e velocidade angular influenciam a produção de força muscular (Magalhães & Soares, 2002), (Dvir, 2002).

O conhecimento do nível de força muscular auxilia o Fisioterapeuta, e restantes profissionais de saúde, no planeamento do tratamento a realizar (O' Sullivan & Schmitz, 2004), (Dvir, 2002).

O teste muscular manual avalia a habilidade que o sistema nervoso possui de permitir que o músculo se adapte a mudanças de resistências externas imprimidas por um examinador externo (Cuthbert & Goodheart, 2007), (Seeley, Stephens, & Tate, 2003).

O teste muscular manual foi desenvolvido por Wright e Lovett em 1912 como meio de testar e graduar a força muscular com base na gravidade e na resistência aplicada manualmente (O' Sullivan & Schmitz, 2004). Existem vários métodos de teste muscular manual, mas os dois métodos mais frequentemente utilizados são os apresentados por Daniels e Worthingham e por Kendall et al. (O' Sullivan & Schmitz, 2004). Ambos os métodos usam o arco de movimento, a gravidade e a resistência aplicada manualmente pelo examinador para testar e determinar os graus musculares (O' Sullivan & Schmitz, 2004). Geralmente, o paciente é posicionado de modo que o músculo ou grupo muscular que está a ser testado consiga mover-se contra a resistência da gravidade (Kendall,

McCreary, Provance, Rodgers, & Romani, 2005). Se isso for bem tolerado, o examinador aplica resistência gradual na zona distal da parte do corpo na qual o músculo se insere, numa direção oposta à força produzida pelo músculo ou grupo muscular testado (Kendall, McCreary, Provance, Rodgers, & Romani, 2005). Durante todo o teste é fundamental a estabilização dos restantes segmentos corporais de modo a evitar substituições de outros músculos (Kendall, McCreary, Provance, Rodgers, & Romani, 2005). O examinador, após executar o teste, usa um sistema de graduação (normalmente de 0-5) para quantificar a força muscular do paciente (Kendall, McCreary, Provance, Rodgers, & Romani, 2005). O teste muscular manual é subjectivo, ou seja, o mesmo músculo poderá ter graduações diferentes para diferentes examinadores (Kendall, McCreary, Provance, Rodgers, & Romani, 2005). O uso do protocolo padrão do teste muscular manual, nas posições articulares específicas e estabilizando correctamente o indivíduo, ajuda a reduzir o potencial de erro humano e a variabilidade de resultados, aumentando a sua fiabilidade e validade (Wadsworth, et al. 1987).

A saúde geral do indivíduo, dor e receio durante o teste, feedback dos resultados obtidos, competição entre indivíduos, motivação, existência de incentivos, assim como a sua aprendizagem (produzida nos pré-testes) têm influência nos resultados (Perossa, et al. 1998).

2.2 - Teste muscular manual do QT

O teste muscular manual no joelho é parte integrante do seu exame físico, fornecendo informações úteis no diagnóstico diferencial, prognóstico e tratamento de certas patologias. Este é importante para compreender a capacidade funcional da musculatura envolvente, detectar disfunções estruturais (p.e. diminuição da massa muscular) e funcionais (redução da força) (Kendall, McCreary, Provance, Rodgers, & Romani, 2005). A posição de referência para o teste muscular manual do QT realiza-se com o joelho em extensão, sem rotação da anca (Kendall, et al. 2005). Esta posição, defendida na bibliografia, suscita algumas dúvidas, por não se tratar da posição onde existe maior sobreposição dos filamentos de actina com os de miosina (Seeley, Stephens, & Tate, 2003).

O teste muscular manual é um método que revela elevada fiabilidade, validade, sensibilidade e reprodutibilidade (Wadsworth, Krishnan, Sean, Harrold, & Nielsen, 1987), (Schmid, et al., 2009), (Cuthbert & Goodheart, 2007), (Bohannon, 2005).

Wadsworth et al. (1987) concluiu existir elevada fiabilidade intra-examinador do teste muscular manual em diferentes grupos musculares (0,63-0,98). Bohannon (2005), cujo estudo tinha como objectivo analisar a sensibilidade, especificidade e precisão do teste muscular manual, relata que este teste apresenta boa especificidade ($\geq 80\%$), razoável sensibilidade ($\leq 75\%$) e precisão (78%).

Schmid et al (2009) estudaram a fiabilidade do teste muscular manual na avaliação da função nervosa. Para tal usaram uma amostra de 31 indivíduos com dores cervicais em que realizaram o teste muscular manual, entre outros testes (teste dos reflexos, sensoriais e palpatórios) para analisarem a fiabilidade interteste. Os autores concluíram que todos os testes utilizados tinham uma elevada/moderada fiabilidade na avaliação da função motora, mas que o teste muscular manual tinha o maior valor de fiabilidade interteste (Kappa=0,68), de entre todos os testes realizados.

Cuthbert & Goodheart (2007) realizaram uma revisão de literatura acerca da validade e reprodutibilidade do teste muscular manual em pacientes com alguma sintomatologia, tendo analisado mais de 100 estudos (entre eles 12 RCTs) sobre o assunto em causa. Estes concluíram que a grande maioria dos estudos analisados defendia que o teste muscular manual é uma ferramenta clínica bastante útil no diagnóstico em saúde.

Os resultados obtidos de momentos de força muscular e de actividade mioelétrica utilizando o teste muscular manual ou o Dinamómetro Isocinético não têm, geralmente, diferenças estatisticamente significativas (Bohannon, 1986), (Griffin, McClure, & Bertorini, 1985), (Lin, Hsu, Chang, Chien, & Chang, 2008), embora exista uma maior sensibilidade do dinamómetro isocinético na medição dos momentos de força muscular comparando com os resultados obtidos a partir do teste muscular manual (Hayes & Falconer, 1992).

Os autores Griffin, et al. (1985) compararam os valores do teste muscular manual com os valores do Dinamómetro Isocinético da força muscular do QT em indivíduos com patologia neuromuscular, tendo concluído que os valores nem sempre foram concordantes, dado a subjectividade do teste muscular manual. Os autores do estudo

defendem o uso dos 2 métodos de avaliação de força muscular, quando possível. Hayes & Falconer (1992) compararam a relação entre o teste muscular manual do joelho com a avaliação da força muscular usando um Dinamómetro Isocínético, concluindo que este conseguia maior sensibilidade na avaliação da força muscular. Bohannon, (1986) estudou a correlação entre os resultados do teste muscular manual do QT e o teste usando o Dinamómetro Isocínético, e concluiu que estes tinham correlação positiva significativa.

Lin et al. (2008) compararam a actividade mioelétrica do QT obtida pelo teste muscular manual e usando um Dinamómetro Isocínético (DI) (*Cibex*) em 18 indivíduos saudáveis. O seu principal resultado consistiu na inexistência de diferenças estatisticamente significativas entre as médias dos valores electromiográficos (EMG) dos 2 testes de avaliação da força muscular, ou seja, a utilização do DI ou do teste muscular manual não altera, significativamente os valores de actividade mioelétrica.

A duração da contracção isométrica na execução do teste muscular manual, assim como, na utilização do dinamómetro isocínético não altera os seus resultados (Katharine & Conable, 2010).

Katharine & Conable (2010) analisaram a diferença de resultados entre o teste muscular manual de curta (1 segundo) e longa duração (3 segundos) e concluíram que não existiram diferenças significativas entre os resultados das contracções isométricas de curta duração (1 segundo) em relação às contracções isométricas de longa duração (3 segundos).

3 - Contracções isométricas: relação entre comprimento muscular, actividade electromiografica e quantidade de força produzida

3.1 - Generalidades sobre contracções isométricas

Uma contração isométrica ocorre quando um músculo se contrai, produzindo força sem mudar o comprimento do músculo, ou seja, não existe movimento articular (O' Sullivan & Schmitz, 2004). Dado que não existe movimento articular externo, o trabalho mecânico externo é igual a zero (O' Sullivan & Schmitz, 2004). Quando um músculo é estimulado isometricamente em diferentes comprimentos, a quantidade de força que pode ser gerada, assim como a quantidade de actividade mioelétrica, depende do número de pontes cruzadas que podem ser estabelecidas entre os filamentos de actina e de miosina, em diferentes comprimentos do sarcómero (Takahashi, 2006), (Standring, 2005). Quando o comprimento do músculo aumenta, para além do comprimento de repouso, a tensão desenvolvida diminui devido à menor sobreposição entre os filamentos de actina e miosina (Takahashi, 2006), (Standring, 2005). Pelo contrário, quando o comprimento do músculo diminui abaixo do comprimento de repouso, a tensão desenvolvida diminui porque os miofilamentos ficam sobrepostos, criando uma activação incompleta das pontes cruzadas (Takahashi, 2006), (Standring, 2005). Para além do factor do comprimento muscular influenciar a produção de força durante uma contração isométrica, existem também questões de biomecânica articular do joelho (Takahashi, 2006), (Standring, 2005).

O momento de força muscular é menor durante as contracções concêntricas máximas, e é igual ou maior nas contracções excêntricas máximas, comparativamente ao momento de força produzido nas contracções isométricas máximas (Babault, Pousson, Ballay, & Hoecke, 2001).

A activação mioelétrica do QT é durante uma contracção isométrica máxima comparativamente com activação mioelétrica do mesmo durante uma contracção concêntrica máxima (Babault, Pousson, Ballay, & Hoecke, 2001).

Babault et al (2001) compararam a activação mioelétrica do QT em condições isométricas, concêntricas e excêntricas máximas, usando um Dinamómetro Isocínético. Para atingirem os seus propósitos os autores, utilizaram uma amostra de 8 indivíduos, praticantes regulares de actividade física, em que estes realizavam contrações isométricas máximas (2 repetições, 5 segundos cada, com intervalos de repouso de 2 minutos) nas amplitudes de 20°, 50° e 80° de flexão do joelho; e contrações dinâmicas (concêntricas e excêntricas) máximas a uma velocidade de 20°/segundo entre os 20°-80° de flexão do joelho (2 repetições cada com 2 minutos de repouso entre elas). Este estudo teve como principal conclusão que a activação mioelétrica do QT era significativamente superior nas contrações isométricas máximas, comparativamente com a actividade mioelétrica do QT nas contrações dinâmicas máximas.

Em relação à intensidade das contrações isométricas, torna-se pertinente afirmar que quanto maior a intensidade de contração isométrica (ou seja, maior força muscular exercida), maior a actividade mioelétrica do músculo correspondente (Bulow, Norregaard, B., & Mehlsen, 1993).

Bulow et al. (1993) analisaram a influência da intensidade de contração muscular na actividade mioelétrica do QT no movimento de extensão. Os autores reuniram uma amostra de 10 pessoas (7 mulheres e 3 homens) que realizaram num Dinamómetro Isocínético contrações isométricas, com a duração de 5 segundos, nas intensidades de contração voluntária de 10%, 25%, 50%, 75%, 85% e 100% da força isométrica máxima. Os autores concluíram, então, que quanto maior a percentagem de força muscular executada, em condições isométricas, maior a actividade mioelétrica do músculo, neste caso do QT.

3.2. Relação entre comprimento muscular, actividade electromiográfica e quantidade de força produzida

À medida que a tensão muscular aumenta, ocorre o aumento da resposta electromiográfica, desde que o comprimento muscular não se altere (contração isométrica) (Onishi, 2000). Quando o comprimento muscular é variado, essa relação entre amplitude electromiográfica (EMG) e tensão muscular não se mantém de forma

linear (Onishi, 2000). Geralmente, uma menor amplitude da EMG é vista com uma maior tensão à medida que o músculo é alongado; por outro lado, uma maior amplitude da EMG é vista com a redução da tensão enquanto um músculo é encurtado (Onishi, 2000).

Teoricamente, a relação entre força muscular e o sinal EMG varia com o comprimento muscular que por sua vez depende da posição da perna (Takahashi, 2006) (Onishi, 2000), embora isso não ocorra sempre (Kooistra, Rviter, & Hann, 2004). Existem outros factores que poderiam afectar a actividade EMG, assim como a produção de força, tais como a actividade dos fusos neuromusculares, órgão tendinosos de Golgi, receptores capsulares e a resistência passiva e activa da musculatura antagonista, que assim como o comprimento muscular estes factores variam com o ângulo articular (Takahashi, 2006).

Onishi et al. (2000) estudaram as diferenças de sinal EMG obtido com várias localizações do eléctrodo de fio no músculo VL, e observaram uma relação intensidade EMG-força altamente linear, e uma relação frequente mediana-força não-linear.

O estudo de Takahashi (2006) estudou a relação entre sinal EMG e força muscular do QT em exercícios resistidos, tanto em condições isométricas, assim como em condições isotónicas. A autora utilizou uma amostra de 10 indivíduos saudáveis. Os exercícios isométricos foram efetuados a 90°, 60°, 30° e 0° de amplitude articular do joelho, tendo o pico de força produzida sido verificado a 60°, embora o nível de actividade mioeléctrica tenha sido semelhante nas diferentes amplitudes articulares do joelho assim como entre as diferentes porções musculares do QT avaliadas (VM, VL e RF).

O estudo de Kooistra et al. (2004) analisou a influência do comprimento muscular na activação EMG e no fluxo sanguíneo do QT. Uma amostra de 10 indivíduos saudáveis do sexo masculino executaram extensões do joelho em diferentes amplitudes (30° e 90°) com a anca estabilizada a 70° de flexão. Os autores concluíram que não existiram diferenças estatisticamente significativas na activação mioeléctrica do QT entre as diferentes posições angulares. Concluíram ainda, que os 30° de extensão isométrica são menos exigentes energeticamente comparativamente com os 90° de extensão.

Em relação à activação mioeléctrica das diferentes porções do QT, esta não é constante. O VM tem uma activação electromiográfica maior nos últimos graus de extensão do joelho, enquanto que, as restantes porções têm uma activação mioeléctrica maior

durante as amplitudes médias e finais de flexão do joelho (Pincivero, Coelho, Campy, Salfetnikov, & Suter, 2003), (Lam & Ng, 2001), (Watanabe & Akima, 2011), (Ruiter, Hoddenbach, Huurnink, & Haan, 2008). O treino muscular isométrico do QT em amplitudes intermédias da articulação do joelho é, inclusive, mais eficaz, comparativamente ao treino muscular isométrico do QT em amplitudes mais extremas (Hanten & Bandy, 1993).

Pincivero, et al. (2003) estudaram a actividade mioelétrica do QT durante uma contração isométrica apenas numa posição angular (60° de flexão), numa população de 15 indivíduos saudáveis do sexo masculino, concluindo que o VM tem uma actividade mioelétrica menor comparativamente com as restantes porções. Outra conclusão deste estudo é o facto do VL ser a porção mais importante do QT em condições isométricas sub-máximas.

Lam & Ng (2001), estudaram a activação do QT durante o exercício de *semisquatting* com diferentes angulações da articulação do joelho e anca em pacientes com dor na parte anterior do joelho. Este estudo utilizou uma amostra de 16 indivíduos com dor patelofemoral em que cada indivíduo executava extensão do joelho (20° e 40°) com diferentes combinações de rotação da anca (30° de rotação medial, posição neutra e 45° de rotação medial) em posição ortostática. O estudo concluiu que existe maior activação do VM comparativamente com o VL no 40° de flexão do joelho com a anca rodada medialmente, enquanto nas restantes posições não existiram diferenças estatisticamente significativas entre ventres musculares.

Watanabe & Akima (2011), estudaram o efeito da posição angular do joelho na actividade mioelétrica do VM durante uma contração isométrica do QT (população de 14 indivíduos saudáveis). Cada indivíduo realizava esforço isométrico (num dinamómetro isocinético) nas amplitudes de 90°, 65°, 40° e 15° de flexão do joelho (anca estabilizada nos 70° de flexão), cada contração isométrica durava 5 segundos com 2 minutos de repouso entre cada contração (3 contrações isométricas por cada posição angular do joelho). Os autores concluíram que o VM tem uma actividade mioelétrica significativamente menor que as restantes porções do QT, nomeadamente, no intervalo angular entre 40°-90° de flexão do joelho comparativamente com as restantes porções musculares do QT (ou seja, a actividade mioelétrica do VM era superior com menores amplitudes de flexão).

Ruiter, et al. (2008) estudaram a contribuição (momento de força e actividade mioelétrica) do VM em diferentes posições angulares do joelho (população de 10 indivíduos saudáveis, não praticantes de actividade física). Cada indivíduo executava 3 contrações isométricas máximas por amplitude do joelho (10°, 30°, 60° e 90° de flexão do joelho) executadas por ordem aleatória, com intervalos de repouso de 4 minutos entre cada contração isométrica. Os autores concluíram que não existiram diferenças estatisticamente significativas na activação do VM nas diferentes posições angulares do joelho, embora esta desça (mas não de forma significativa) à medida que a flexão do joelho vai aumentando (aumentando a actividade mioelétrica do VL e RF à medida que a flexão do joelho aumenta). O estudo conclui, então, que o RF e o VL têm uma actividade mioelétrica maior à medida que a amplitude de flexão do joelho aumenta, ao contrario do VM.

O músculo QT, geralmente, produz intensidades de força muscular (e actividade mioelétrica) maiores nas amplitudes médias de flexão do joelho (entre 40°-90°). (Silva, Rocha, Soares, & Loss, 2005), (Becker & Awiszus, 2001), (Babault, Pousson, Michaut, & Hoecke, 2003), (Brownstein, Lamb, & Mangine, 1985), (Suter & Herzog, 1997), (Shenoy, Priyaranjan, & Sandhu, 2011), (Krishnan, Allen, & Williams, 2012), embora isso nem sempre ocorra (Mellor & Hodges, 2006).

Silva, et al. (2005) analisaram a produção de força durante o movimento de extensão do joelho pelo QT (população de 26 indivíduos saudáveis). Os indivíduos testados realizaram 3 contrações concêntricas/excêntricas máximas (num dinamómetro isocínético) do QT a uma velocidade angular de 30°/segundo entre as amplitudes de 18°-95° de flexão do joelho, com a articulação da anca estabilizada a 85° de flexão. Depois dos indivíduos terem realizado as 3 contrações, os autores escolheram aquela com maior produção de força para retirar o momento máximo de força e o ângulo a que este ocorreu. Através deste estudo os autores concluíram que o momento máximo de força do QT se encontra, aproximadamente, nos 75° de flexão do joelho.

Becker & Awiszus (2001), examinaram alterações da máxima actividade mioelétrica do QT com as alterações da posição angular do joelho (população de 6 indivíduos saudáveis, não praticantes de actividades desportivas). Cada indivíduo realizava contrações isométricas com a duração de 5 segundos e 5 segundos de repouso, no membro inferior dominante. As medições decorreram durante 7 dias. No final, os

autores concluíram que dos 40° aos 90° de flexão do joelho a actividade mioelétrica do QT aumentou cerca de 15%.

Babault, et al. (2003) estudaram a influencia da posição angular na actividade mioelétrica do QT em condições isométricas e concêntricas (população 9 indivíduos saudáveis). No caso das condições isométricas, cada indivíduo realizou trabalho isométrico máximo, num dinamómetro isocinético, nos 35°, 55° e 75° de flexão do joelho (cada contração isométrica tinha a duração de 5 segundos com intervalos de repouso entre elas de 2 minutos), com a anca estabilizada a 90° de flexão. Os autores concluíram que o máximo de activação mioelétrica do QT encontra-se nos 55° de flexão do joelho comparativamente com os restantes 2 ângulos estudados.

Brownstein et al. (1985) estudaram a capacidade mioelétrica e de produção de força do QT. Os autores utilizaram uma amostra de 11 indivíduos (4 homens e 7 mulheres) que realizaram 3 contrações concêntricas do QT (num Dinamómetro Isocinético) no intervalo angular 10°-90° de flexão do joelho. No fim do estudo, os autores concluíram que o pico de momento de força do QT se dava nos 50° de flexão do joelho nos homens e nos 70° de flexão do joelho nas mulheres.

Suter & Herzog (1997) estudaram a capacidade de produção de força do QT em função da posição angular da articulação do joelho. Com uma amostra composta por 10 indivíduos (6 homens e 4 mulheres), em que cada um dos indivíduos estudados realizava 3 contrações isométricas máximas, num Dinamómetro Isocinético, em ambos os membros inferiores nas amplitudes articulares de 15°, 30°, 45°, 60° e 90° de flexão do joelho. No fim do estudo em causa, os seus autores concluíram que os maiores momentos de força produzidos pelo QT foram atingidos nos 90° de flexão da articulação do joelho, seguidos pelos momentos de força produzidos pelo QT nos 60° de flexão do joelho.

Os autores Shenoy et al. (2011) analisaram o momento máximo de força muscular do QT em 3 posições angulares da articulação do joelho distintas (30°, 60° e 90° de flexão do joelho). Para o efeito, os autores deste estudo reuniram uma amostra composta por 40 indivíduos saudáveis (20 homens e 20 mulheres), todos eles com membro inferior dominante direito. Cada indivíduo realizou uma contração isométrica máxima do QT, num Dinamómetro Isocinético, com uma duração de 10 segundos, por cada posição

angular do joelho analisada. No fim do estudo, os seus autores concluíram que o momento máximo de força muscular do QT foi obtido nos 60° de flexão do joelho. Com o joelho a 30° de flexão foram registrados os menores momentos de força médios do QT.

Krishnan et al. (2012) estudaram o efeito da posição angular no momento de força muscular produzida pelo QT. Os autores deste estudo compararam o momento de força produzido pelo QT nas posições angulares de 30° e 90° de flexão da articulação do joelho, usando um Dinamómetro Isocinético para a sua quantificação. Estes utilizaram uma amostra de 22 indivíduos saudáveis e fisicamente activos (11 homens e 11 mulheres), em que todos tinham como membro inferior dominante o membro inferior direito. Os autores deste estudo, concluíram que a posição articular do joelho tinha influencia do momento de força produzido pelo QT, que nos 90° de flexão do joelho houve maior produção de força por parte do QT, comparativamente à força produzida na posição angular do joelho de 30° de flexão. Krishnan et al. (2012) afirmaram, no fim do seu estudo, que o facto de com 90° de flexão do joelho o QT ter maior comprimento muscular (comparativamente ao seu comprimento muscular nos 30° de flexão do joelho), terá sido decisivo nas diferenças de produção de força por parte do QT.

Mellor & Hodges (2006), estudaram o nível de sincronização das unidades motoras do QT consoante a posição articular do joelho em condições isométricas numa amostra de 5 indivíduos saudáveis. Concluíram não terem existido diferenças significativas no nível de sincronização de unidades motoras do QT nas amplitudes de 0°, 30° e 60° de flexão do joelho, em condições isométricas máximas.

Hanten & Bandy (1993) tiveram como objectivo examinar o efeito do treino isométrico do QT em diferentes angulações do joelho (30, 60° e 90°) no que toca à produção de força e activação electromiográfica. Usaram uma amostra de 107 mulheres saudáveis tendo sido repartidas em 4 grupos. Em 3 desses grupos, os indivíduos realizaram treino isométrico do QT em diferentes amplitudes 3 vezes por semana, durante 8 semanas (grupo 1 realizou treino isométrico do QT a 30°, grupo 2 realizou treino isométrico do QT a 60° e o grupo 3 realizou treino isométrico do QT a 90°). O 4º grupo funcionava como grupo de controlo, não realizando qualquer actividade física. Os autores concluíram que os 3 grupos que realizaram treino isométrico aumentaram a quantidade de produção de força e activação mioeléctrica do QT em relação ao grupo de controlo.

Entre os grupos que realizaram treino isométrico do QT, o grupo 2 (que realizou treino isométrico do QT a 60°) teve um aumento mais significativo da actividade EMG e de força muscular comparativamente aos restantes grupos ao fim das 8 semanas.

Em condições patológicas, a avaliação da força muscular do QT em amplitudes intermédias (60° de flexão) revela-se mais eficaz na detecção de fraquezas musculares, comparativamente com a avaliação da força muscular do QT com o joelho com extensão quase completa, ou seja, a posição de referência do teste muscular manual, segundo Kendall, et al. (2005) (Rainville, Jouve, Finno, & Limke, 2003).

Os autores Rainville et al. (2003) realizaram uma comparação entre 4 métodos de avaliação da força muscular do QT em indivíduos com radiculopatias em L3/L4. Numa amostra de 33 indivíduos com radiculopatia de L3/L4 em que cada indivíduo realizava 4 testes de medição da força muscular do QT, o *single leg sit-to-stand*, o teste muscular manual com o joelho a 90° de flexão, o teste muscular manual com joelho a 0° de flexão e o *step-up test*. Os resultados obtidos mostraram que o *single leg sit-to-stand* detectou fraqueza unilateral do QT em 61% dos indivíduos, o teste muscular manual a 90° de flexão do joelho em 42% dos indivíduos, o *step-up test* em 27% dos indivíduos, enquanto que o teste muscular manual a 0° de flexão do joelho detectou fraqueza unilateral do QT em apenas 9% dos indivíduos. Face a estes resultados, os autores concluíram que a posição de referência para o teste muscular manual do QT (0° de flexão) foi o teste menos eficaz para detectar fraqueza do QT na população utilizada no estudo.

A actividade mioeléctrica do QT, em condições isotónicas, não apresenta diferenças estatisticamente significativas entre sexos (Pincivero, Gandhia, Timmons, & Coelho, 2006).

Pincivero et al. (2006) concluíram, que não existem diferenças estatisticamente significativas na actividade mioeléctrica do QT e IT, durante uma contracção isotónica máxima entre sexos. Para tal, os autores utilizaram uma amostra de 30 indivíduos (15 homens e 15 mulheres) que realizaram um *lunge exercise* (agachamento unilateral) a cada 2 segundos.

4 - Instrumentação para análise da força muscular e actividade electromiográfica

4.1. Dinamometria isocinética

A dinamometria engloba todos os tipos de medidas da força e ainda distribuição de pressão através das quais se pode interpretar as respostas de comportamento dinâmico do movimento humano (Baltzopoulos & Brodie, 1989). A dinamometria, como o próprio nome indica, ocupa-se das variáveis dinâmicas através de transdutores de força englobando todos os tipos de força e pressão acessíveis externamente (Baltzopoulos & Brodie, 1989). Esta preocupa-se em medir tanto as forças externas de reacção ao solo, assim como as actividades motoras estáticas ou dinâmicas que envolvam alguma forma de apoio (Baltzopoulos & Brodie, 1989).

A Dinamometria Isocinética é usada para se determinar o padrão funcional da força e do equilíbrio muscular, assim como, avaliar a razão agonista/antagonista, medição do momento máximo de força muscular, trabalho, fadiga e potência muscular (Dvir, Z., 2002). A taxa de desenvolvimento de tensão, tempo até atingir o momento máximo de força muscular, também pode ser determinada (O' Sullivan & Schmitz, 2004). É possível, inclusive, analisar as contracções recíprocas, relações agonista/antagonista (O' Sullivan & Schmitz, 2004).

A maior parte da literatura do Dinamómetro Isocinético recai sobre o sistema articular do joelho (Gonçalves & Pinheiro, 2004).

Almekinders & Oman (1994) realizaram uma pesquisa da literatura sobre a utilidade da avaliação muscular isocinética e concluíram, no final, que esta não tem grande utilidade como ferramenta de diagnóstico, mas revelou-se útil durante protocolos de reabilitação de pacientes ortopédicos, desde que permita monitorizar o seu progresso.

Tal como afirmam Vasconcelos et al. (2009), os dinamómetros isocinéticos são de difícil acesso devido ao seu elevado custo, embora estes tenham uma fiabilidade e validade bastante elevada (no caso o *Biodex System 3*), eles podem ser substituídos, sem

perda significativa por teste isocinéticos manual, como é o caso do teste muscular manual, nomeadamente em âmbito clínico.

O dinamómetro isocinético é reconhecido, geralmente, como sendo um instrumento de medida de elevada validade e fiabilidade na determinação da força muscular (Baltzopoulos & Brodie, 1989).

O *Biodex – System 3 (Biodex Corp.)* proporciona avaliações válidas e fiáveis (Drouin, Valovich-mcLeod, Shultz, Gansneder, & Perrin, 2004), (Zawadzki, Bober, & Sieminski, 2010). Para avaliações dinâmicas o seu ICC varia entre 0,97 e 0,99 (Drouin, Valovich-mcLeod, Shultz, Gansneder, & Perrin, 2004). Para avaliações realizadas em dois dias diferentes o ICC do *Biodex – System 3 (Biodex Corp.)* foi de 0,99 (Drouin, Valovich-mcLeod, Shultz, Gansneder, & Perrin, 2004). Zawadzki, J. et al. (2010), também afirmaram que o *Biodex – System 3 (Biodex Corp.)* é um equipamento de medição do momento de força muscular válido, em que os erros nas suas medições são, geralmente, inferiores a 1%, e defendem também a sua elevada utilidade para efeitos de treino muscular e na reabilitação.

4.2 - Electromiografia

O principal fundamento da EMG é o estudo da actividade neuromuscular baseando-se, depois, na representação gráfica de actividade eléctrica do músculo (Correia & Mil-Homens, 2004), (O' Sullivan & Schmitz, 2004). Na EMG são feitos registos dos potenciais de acção das unidades musculares à medida que estes passam pelas junções neuromusculares através do ventre muscular para activar fibras musculares individuais dentro das unidades motoras (Correia & Mil-Homens, 2004), (O' Sullivan & Schmitz, 2004).

Em termos biomecânicos, a utilização da EMG tem como propósitos fundamentais servir como indicador de fadiga muscular, ser um identificador dos padrões de movimento e identificar parâmetros de controlo do sistema nervoso (Correia & Mil-Homens, 2004), (O' Sullivan & Schmitz, 2004). Clinicamente a EMG tem sido útil para mostrar quando um músculo se encontra em contracção. O padrão normal de actividade mioeléctrica pode ser identificado, tornando-se possível, igualmente, identificar desvios

do normal, associando-os a distúrbios nervosos e musculares (Correia & Mil-Homens, 2004), (O' Sullivan & Schmitz, 2004).

Actualmente, são utilizadas 2 formas diferentes de recolher sinais electromiográficos, a EMG de superfície e a EMG profundidade (O' Sullivan & Schmitz, 2004), (Correia & Mil-Homens, 2004). A EMG de superfície possibilita o estudo de uma área muscular mais vasta, e é de fácil aplicação no paciente; enquanto que a EMG de profundidade regista a actividade mioeléctrica de uma área menor, possibilitando o estudo isolado das unidade motoras, sendo de mais difícil aplicação comparando com a EMG de superfície (Correia & Mil-Homens, 2004), (O' Sullivan & Schmitz, 2004).

O estudo de Fauth et al. (2010) analisou a fiabilidade da EMG de superfície nos músculos QT e IT durante contrações isométricas máximas e algumas actividades dinâmicas. No que diz respeito às contrações isométricas, os autores usaram uma amostra de 24 indivíduos saudáveis que realizaram 3 contrações isométricas do QT e IT de 6 segundos (com intervalos de repouso de 1 minutos) com o joelho a 60° de flexão. Para avaliar a fiabilidade da EMG de superfície os autores usaram o valor de ICC tendo concluído haver uma elevada fiabilidade da EMG de superfície para o QT e IT em actividades isométricas com valores de $ICC \geq 0,90$.

Os autores Mathur et al. (2005) estudaram a fiabilidade da EMG de superfície durante contrações isométrica do QT (mantidas até à fadiga) numa população de 22 indivíduos saudáveis (11 homens e 11 mulheres). Cada indivíduo realizava contrações isométricas a 80% e a 20% da força muscular máxima (realizadas em 2 dias diferentes com intervalo de 1 semana entre eles). Os autores do estudo consideraram existir uma boa fiabilidade dos valores de EMG das 3 porções do QT analisadas (VM, VL e RF), ou seja, $ICC \geq 0,60$.

Parte II – Estudo Empírico

1 - Metodologia

Neste capítulo está descrita a metodologia usada na realização deste trabalho laboratorial. Explica-se o desenho do estudo, a amostra utilizada, os instrumentos usados na recolha de dados necessários à realização do trabalho, a tarefa experimental, os procedimentos e sua sequência temporal. Por fim são identificadas as principais limitações encontradas na realização do estudo.

1.2 - Desenho do estudo

Este estudo é do tipo transversal, quasi-experimental, que tinha como finalidade determinar em que posição angular do joelho o QT efectuava maior quantidade de força e obtinha o seu máximo de actividade mioeléctrica durante uma contracção isométrica. Cada indivíduo testado realizou, em ambiente laboratorial, duas contracções isométricas máximas para cada posição angular do joelho testada (5°, 30° e 60° de flexão do joelho), mantendo a mesma posição da anca (85° de flexão da anca). As contracções isométricas máximas do QT eram efectuadas num dinamómetro isocinético, com estabilização adequada de cada indivíduo, para evitar substituições musculares.

As variáveis independentes deste estudo são as posições articulares pré-determinadas da articulação do joelho para contracção isométrica do QT (5°, 30° e 60° de flexão do joelho) e a posição articular da articulação da anca em todas as medições (85° de flexão da anca). As variáveis dependentes em análise no estudo são a actividade mioeléctrica do QT nas diferentes posições articulares da articulação do joelho, e a força muscular produzida pelo QT nas diferentes posições da articulação do joelho, anteriormente pré-determinadas, através da realização de contracções isométricas.

1.3 - Amostra

Para a realização do trabalho de campo, foi obtida uma amostra de 38 indivíduos, jovens estudantes do ensino superior, com idades compreendidas entre os 19 anos e os 23 anos e um nível de actividade física individual que variava entre nenhuma actividade física semanal e actividade física 5 vezes por semana em âmbito de competição.

A população obtida era composta por 30 indivíduos do sexo feminino e 8 indivíduos do sexo masculino, sendo que todos eles tinham como membro inferior dominante o membro inferior direito. Para a determinação do membro inferior dominante foi realizado um teste que consistia em executar um passe com recurso a uma bola com o membro inferior preferencial. Estes indivíduos para poderem participar neste estudo deveriam ser saudáveis, ou seja, indivíduos com patologia que contra-indicasse a produção de força máxima por parte do QT seriam excluídos à partida, sendo este o principal critério de exclusão. Este critério foi verificado através da aplicação de um questionário próprio. Dos 38 indivíduos que constituíram a amostra utilizada, 12 relataram realizarem actividade física regular.

Os 38 indivíduos usados neste estudo têm um peso médio de 64,24 quilogramas, altura média de 1,65 metros, um índice de massa corporal médio de 22,84 e uma idade média de 20 anos.

Foi obtido junto de cada participante, o consentimento livre e informado. Foi-lhes fornecido um documento que continha toda a informação relevante, a descrição dos objectivos do trabalho, os procedimentos usados no estudo, o carácter voluntário da participação, o compromisso de confidencialidade e anonimato dos dados dos indivíduos em causa, e total disponibilidade da equipa de investigação para esclarecimento de dúvidas (apêndice 1).

Tabela 1: Estatística descritiva das variáveis idade, peso e estatura.

	N	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic
Peso	540	45,50	101,50	64,2400	12,98337
Altura	522	1,54	1,79	1,6538	,06375
BMI	540	,02	31,84	22,8359	5,65276
Idade	540	19	23	20,00	,967
Valid N (listwise)	522				

1.4 - Local do estudo

A análise da força exercida e actividade mioelétrica do QT nas diferentes amplitudes de joelho utilizadas foi efectuada no laboratório de Fisioterapia da Escola Superior das Tecnologia da Saúde de Coimbra.

1.5 - Duração do estudo

A recolha de dados para este estudo decorreu durante o mês de Fevereiro de 2012 no referido local.

1.6 - Tarefa e dispositivo experimental

A tarefa experimental constituiu na realização de duas contracções isométricas máximas do músculo QT, com a duração de 5 segundos, em cada amplitude articular da articulação do joelho (5°, 30° e 60° de flexão do joelho), com intervalos de repouso de 30 segundos entre as contracções isométricas máximas realizadas, numa amplitude articular da anca constante (85° de flexão da anca). O instrumento usado para medição de força foi um Dinamómetro Isocínético. Os indivíduos eram instalados no Dinamómetro Isocínético com o auxílio dos investigadores, e devidamente estabilizados para promover a realização de força apenas pelo músculo QT (na medida do possível).

Os indivíduos testados, antes da realização do protocolo a que foram propostos, foram instruídos de como o sistema do Dinamómetro Isocínético funcionava e o que teriam de fazer durante a duração do mesmo. Este processo auxiliou na obtenção de resultados mais precisos. Os indivíduos foram também sujeitos a uma série de processos fundamentais, como limpeza da pele para a obtenção de um sinal electromiográfico com menor ruído. Estes também realizavam um protocolo de aquecimento (10 repetições de agachamentos) para evitarem o aparecimento de lesões decorrentes do protocolo de teste isocínético.

Antes da realização do protocolo proposto, os indivíduos testados eram sujeitos a determinadas questões (antropométricas, lateralidade, historial de lesões, actividade

física por semana, entre outras) e testes de encurtamento muscular. Para ser possível a quantificação dos ângulos articulares numa posterior análise cinemática, assim como, para calibração do sujeito em estudo foram colocadas, em certos locais anatómicos, uns marcadores cinemáticos. Estes marcadores cinemáticos foram colocados a nível da crista ilíaca, espinha ilíaca antero-superior, grande trocânter, côndilo femoral externo e maléolo externo, de ambos os lados dos sujeitos da amostra. As questões realizadas foram colocados os respectivos marcadores cinemáticos para depois se avaliar os ângulos articulares do joelho e anca para avaliar o encurtamento dos flexores da anca e extensores do joelho (usando o teste de Thomas), assim como, flexores do joelho (usando o ângulo poplíteo). De seguida preparava-se a pele adequadamente para a instalação dos dispositivos de electromiografia e eléctrogoniometro nos respectivos locais. Por fim, antes de realizar o protocolo de teste isocinético, os indivíduos realizaram um protocolo de aquecimento, proposto pelos investigadores (10 repetições de agachamentos), para estes evitarem lesões músculo-esqueléticas devidas ao protocolo do isocinético. Após a preparação adequada para a tarefa experimental, cada indivíduo realizava duas contracções isométricas máximas do músculo QT, com a duração de 5 segundos, em cada amplitude articular da articulação do joelho (5°, 30° e 60° de flexão do joelho), com intervalos de repouso de 30 segundos entre as contracções isométricas máximas realizadas, numa amplitude articular da anca constante (85° de flexão da anca).

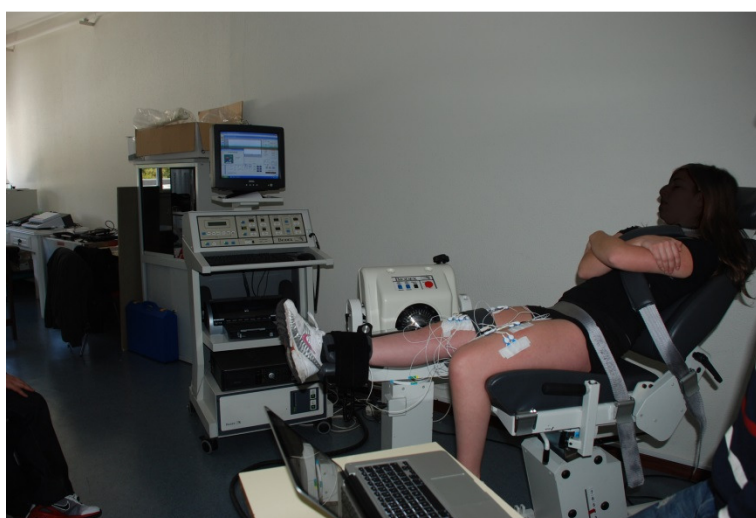


Figura 1: Dinamómetro Isocinético com um exemplo de instalação de um sujeito da amostra (com joelho com 5° flexão e anca com 55° de flexão).

1.7 - Descrição da tarefa

A tarefa experimental constituiu na realização de duas contracções isométricas máximas, num Dinamómetro Isocinético, do músculo QT em 3 amplitudes articulares diferentes da articulação do joelho (5°, 30° e 60° de flexão do joelho), numa amplitude articular da anca constante (85° de flexão da anca). Cada contracção isométrica máxima tinha a duração de 5 segundos, seguidos de 30 segundos de repouso (período no qual o Dinamómetro Isocinético alterava a posição articular do joelho). Os indivíduos eram instruídos a realizar força máxima em todas as contracções isométricas efectuadas, tendo para tal sido estimulados verbalmente durante a execução das contracções musculares. Como já foi aqui dito, a amostra teria de ser constituída por, apenas, elementos saudáveis, para que nada os impedisse de realizarem uma força muscular máxima. A 1ª amplitude articular do joelho testada eram os 60° de flexão, seguida dos 30° de flexão e por fim os 5° de flexão do joelho. Durante a execução de cada esforço isométrico os sujeitos em estudos eram incentivados, constantemente, pelos investigadores para evitar que estes mantivessem a motivação durante todo o teste. Após a realização do protocolo isocinético proposto, um dos investigadores realizava o teste muscular manual do QT na sua posição de referência (5° de flexão do joelho), no membro anteriormente testado, com um auxílio de um esfigmomanómetro.



Figura 2: Teste de Thomas



Figura 3: Teste do ângulo poplíteo

1.7.1 - Sequência dos procedimentos da tarefa experimental

No momento de entrada do indivíduo constituinte da amostra em estudo no local de recolha de dados foram apresentados os objectivos do estudo, explicações dos procedimentos de recolha e procedia-se ao preenchimento do consentimento informado se a participação deste fosse aceite. De seguida realizava-se uma pequena entrevista que tinha como objectivo a caracterização da amostra.

Após a realização dessa mesma entrevista, aos indivíduos estudados, colocavam-se as marcas cinemáticas em certos pontos dos membros inferiores dos mesmos (espinha ilíaca antero superior, grande trocânter, côndilo femoral externo e maléolo externo), para posteriormente se avaliar o encurtamento dos flexores da anca e extensores do joelho com recurso ao teste de Thomas, e dos flexores do joelho através da avaliação do ângulo poplíteo. Estes testes foram utilizados para se determinar a amplitude confortável para cada indivíduo no Dinamómetro Isocinético.

De seguida, preparava-se o indivíduo para a recolha do sinal electromiográfico, ou seja, procedia-se à limpeza de pele (retiravam-se os pêlos e removia-se a camada celular superficial com o auxílio de álcool etílico e adesivo), para a obtenção de um sinal electromiográfico mais limpo, para, de seguida, se proceder à aparelhagem sequencial de electromiografia. As superfícies de detecção eram colocadas nos ventres musculares

de VM, VL e RF, sendo que a superfície de detecção de referência era colocada no maléolo medial do membro inferior dominante.

Imediatamente antes da instalação do indivíduo no Dinamómetro Isocinético, este realizava um protocolo de aquecimento previamente estabelecido (10 repetições de agachamentos) para evitar lesões associadas à recolha de dados.

Após todo este procedimento, o indivíduo instalava-se adequadamente no Dinamómetro Isocinético e, ao mesmo tempo, procedia-se à preparação do esfigmomanómetro para a execução do teste muscular manual.

Com tudo isto, o indivíduo preparava-se para realizar o protocolo isocinético a que foi proposto (realização de duas contracções isométricas máximas do músculo QT, com a duração de 5 segundos, em cada amplitude articular da articulação do joelho (5°, 30° e 60° de flexão do joelho), com intervalos de repouso de 30 segundos entre as contracções isométricas máximas realizadas, numa amplitude articular da anca constante (85° de flexão da anca)).

Por fim, desconectava-se o aparelho de electromiografia, procedia-se à limpeza da pele e o indivíduo saía da cadeira do Dinamómetro Isocinético.

1.8 - Instrumentos de medida

Para o desenvolvimento do presente estudo foi necessário um conjunto de equipamentos de investigação:

- Dinamómetro Isocinético *Biodex* para a análise cinética (ESTeSC);
- 2 Unidades de *bioPluxResearch* para registo de sinais electromiográficos (FMH e ESTeSC);
- Electrogoniómetro *Biovision* (ESTeSC);
- Câmara de alta velocidade para análise cinemática 2D (ESTeSC);

Posteriormente os dados recolhidos serão tratados em software próprio:

- *Kinovea* para análise cinemática;

- *MatLab* para análise e tratamento dos dados cinéticos e electromiográficos;
- *IBM SPSS* para análise estatística.

1.8.1 - Dinamómetro isocinético

Para a aplicação do protocolo na quantificação da força executada pelo QT nas diferentes amplitudes do joelho, recorreu-se a um sistema isocinético *Biodex Medical System 3 Pro®* (*Biodex Medical Systems, Inc., Shirley, NY, EUA*) que, é um instrumento com elevada validade e fiabilidade segundo Drouin, et al. (2004). Os valores de posição angular do joelho foram predeterminados antes da execução do protocolo usado. Não houve a necessidade de determinar a velocidade angular dado tratar-se de contracções isométricas durante o protocolo. A calibração do dinamómetro isocinético (peso e velocidade) respeitou as directrizes do fabricante.

1.8.2 - Electromiografia

A actividade mioelétrica dos músculos do QT (RF, VM, VL), foi registada através de electromiografia de superfície usando superfícies de detecção descartáveis auto-adesivos de cloreto de prata (Ambu® Blue Sensor N-00-S), com 10mm, coladas na pele a uma distância inter-centro de 20 mm, fixos directamente a amplificadores bipolares (*bioPluxResearch* com uma frequência de recolha de 1000Hz), alinhados segundo a orientação média das fibras musculares. O eléctrodo-terra foi colocado no maléolo medial.

Nos locais de colocação dos eléctrodos, foram previamente removidos os pelos com o auxílio de uma lâmina de barbear convencional. A pele foi limpa com álcool etílico a 90° e posteriormente com adesivo, para remover a camada celular superficial, para a obtenção de um sinal electromiográfico mais limpo.

Tabela 2 - Localização e procedimentos de colocação das superfícies de detecção
(Correia & Mil-Homens, 2004).

Músculo	Localização	Procedimentos de colocação
Vasto Lateral	Distância média entre o epicôndilo femoral lateral e o grande trocânter.	Extensão do joelho, contra resistência isométrica.
Vasto Medial	Distância média entre o ligamento inguinal e o polo superior da rótula.	Extensão do joelho, contra resistência isométrica.
Recto Femoral	Distância média entre a espinha ilíaca ântero-superior e o polo superior da rótula.	Extensão do joelho, contra resistência isométrica.

1.8.3 - Processamento dos dados

Os sinais electromiográficos obtidos foram submetidos a um filtro digital (10-490Hz), rectificados em onda completa, suavizados com um filtro passa baixo (Butterworth, 12 Hz, 4ª ordem) e normalizados em amplitude utilizando como referência o sinal electromiográfico obtido durante a contracção voluntária máxima dos músculos em estudo na posição de teste muscular manual de referência (90° de flexão da anca e 5° de flexão do joelho). A variável usada refere-se ao valor percentual relativo ao máximo obtido na média numa janela de 100ms.

1.9 - Tratamento de dados

A análise e tratamento dos dados recolhidos foram feitos com recurso a vários tipos de software.

A mensuração dos ângulos obtidos através dos testes de encurtamento será feita recorrendo ao software *Kinovea*. Todos os ângulos descritos no presente trabalho se reportam aos ângulos clínicos. A análise e tratamento dos dados cinéticos (força produzida pelo QT em diferentes posições articulares do joelho) e electromiográficos serão feitos recorrendo ao software *MatLab*. O tratamento estatístico, dos dados tratados, será feito recorrendo ao software *SPSS20*.

1.10 - Processamento estatístico

Numa 1ª fase, para a caracterização da amostra, recorreu-se à simples estatística descritiva, ou seja, aos valores de média e desvio padrão de dados como idade, peso e altura.

Para se realizar a comparação entre os diferentes grupos (diferentes amplitudes do joelho) recorreu-se à análise de variância (*one-way* ANOVA). Os pressupostos de as variáveis serem independentes, homogeneidade da variância entre grupos e normalidade das variáveis foram assegurados usando o teste de *Kruskal-Wallis* e pelos testes de Curtose. Na análise das diferenças estatisticamente significativas dos valores inter-grupos usaram-se os testes *Post-hoc*, de correcção de *Bonferroni*.

O nível de significância estatística foi sempre mantido nos 5% em todos os testes usados.

A análise estatística foi realizada no programa *IBM SPSS statistics* (versão 20) para *Windows*.

1.11 - Limitações do estudo

O presente estudo tem como principais limitações:

- A impossibilidade de possuir uma amostra superior, assim como, não possuir participantes que identifiquem o membro inferior esquerdo como o membro dominante;
- O facto de os indivíduos constituintes da amostra terem um intervalo etário reduzido (idades entre os 19 e 23 anos);
- O facto de os indivíduos constituintes da amostra serem saudáveis;
- Os sujeitos da amostra tinham uma actividade física semanal muito heterogénea (variava entre sujeitos que não realizavam qualquer tipo de actividade física e sujeitos que realizavam actividade física diária no âmbito da competição).

2 - Apresentação dos resultados

Neste capítulo damos conta dos resultados obtidos na análise efectuada da força isométrica máxima (actividade mioeléctrica) do QT, nas diferentes posições articulares do joelho testadas (5°, 30°, 60° de flexão), numa amplitude articular da anca constante (85° de flexão).

São apresentados os resultados referentes à estatística descritiva (média, desvio padrão, mínimos, máximos e distribuição da amostra), e respectivas representações gráficas, da força muscular isométrica máxima e actividade mioeléctrica das diferentes porções musculares do QT, assim como, apresentamos as comparações entre as diferentes posições articulares testadas, para se averiguar a existência, ou não, de diferenças estatisticamente significativas.

2.1 - Perfil da força isométrica exercida e actividade mioeléctrica médias por posição

Tabela 3: Estatística descritiva dos valores de momento de força e actividade mioeléctrica do QT para a posição de 5° de flexão do joelho

	N	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic
Biodex_(N/m)	60	17,29	96,38	37,8136	18,64549
maxVM_ (%)	60	,53	1,03	,9310	,10927
maxVL_ (%)	60	,70	1,06	,9379	,08760
maxRF_ (%)	60	,60	1,00	,9359	,09461
Valid N (listwise)	60				

Para a posição articular de 5° de flexão do joelho, os valores de momento de força máximo e mínimo obtidos pelo grupo da amostra foram, respectivamente, 17,29 N.m e 96,38 N.m, enquanto que o seu valor médio foi de, 37,81 N.m. Em relação à actividade mioeléctrica do QT nesta posição articular do joelho, entre as diferentes porções do QT não houveram grandes diferenças nos seus valores médios (do VM=0,9310, VL=0,9379 e RF=0,9359), e esses mesmos valores médios da actividade mioeléctrica são abaixo

dos valores normalizados em função da posição de base de teste muscular manual (0,93). (Tabela 2)

Tabela 4: Estatística descritiva dos valores de momento de força e actividade mioelétrica do QT para a posição de 30° de flexão do joelho

	N	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic
Biodex_(N/m)	60	47,71	203,92	81,5586	32,80876
maxVM_ (%)	60	,49	1,75	1,0225	,28391
maxVL_ (%)	60	,62	1,69	1,0350	,25962
maxRF_ (%)	60	,49	1,93	1,0362	,33108
Valid N (listwise)	60				

Para a posição articular de 30° de flexão do joelho, os valores de momento de força máximo e mínimo obtidos pelo grupo da amostra foram, respectivamente, 47,71 N.m e 203,92 N.m, enquanto que o seu valor médio foi de, 81,56 N.m. Em relação à actividade mioelétrica do QT nesta posição articular do joelho, entre as diferentes porções do QT não houveram grandes diferenças nos seus valores médios (do VM=1,0225, VL=1,0350 e RF=1,0362), e esses mesmos valores médios da actividade mioelétrica são, ligeiramente, acima dos valores normalizados em função da posição de base de teste muscular manual (entre 1,02 e 1,03). (Tabela 3)

Tabela 5: Estatística descritiva dos valores de momento de força e actividade mioelétrica do QT para a posição de 60° de flexão do joelho

	N	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic
Biodex_(N/m)	60	65,00	294,58	143,8574	49,85612
maxVM_ (%)	60	,38	2,34	1,0671	,38673
maxVL_ (%)	60	,47	2,08	1,1842	,42640
maxRF_ (%)	59	,54	2,69	1,2742	,54944
Valid N (listwise)	59				

Para a posição articular de 60° de flexão do joelho, os valores de momento de força máximo e mínimo obtidos pelo grupo da amostra forma, respectivamente, 65,00 N.m e 294,58 N.m, enquanto que o seu valor médio foi de, 143,8574 N.m. Em relação à actividade mioelétrica do QT nesta posição articular do joelho, entre as diferentes porções do QT, neste caso, houveram diferenças mais significativas, nos valores médios, comparativamente às outras posições articulares, sendo que o VM teve o valor médio mais baixo de actividade mioelétrica e RF o valor médio mais elevado (VM=1,0671, VL=1,1842 e RF=1,2742), e esses mesmos valores médios da actividade mioelétrica são superiores aos valores normalizados em função da posição de base de teste muscular manual (entre 1,07 e 1,27). (Tabela 4)

Em relação às representações gráficas referentes à actividade mioelétrica das diferentes porções do QT nas diferentes posições articulares do joelho testadas, podemos observar que, nas diferentes porções do QT, a amplitude de valores é superior na posição dos 60° de flexão do joelho, sendo inclusive, essa a posição onde existe a maior quantidade de *outlyers*.

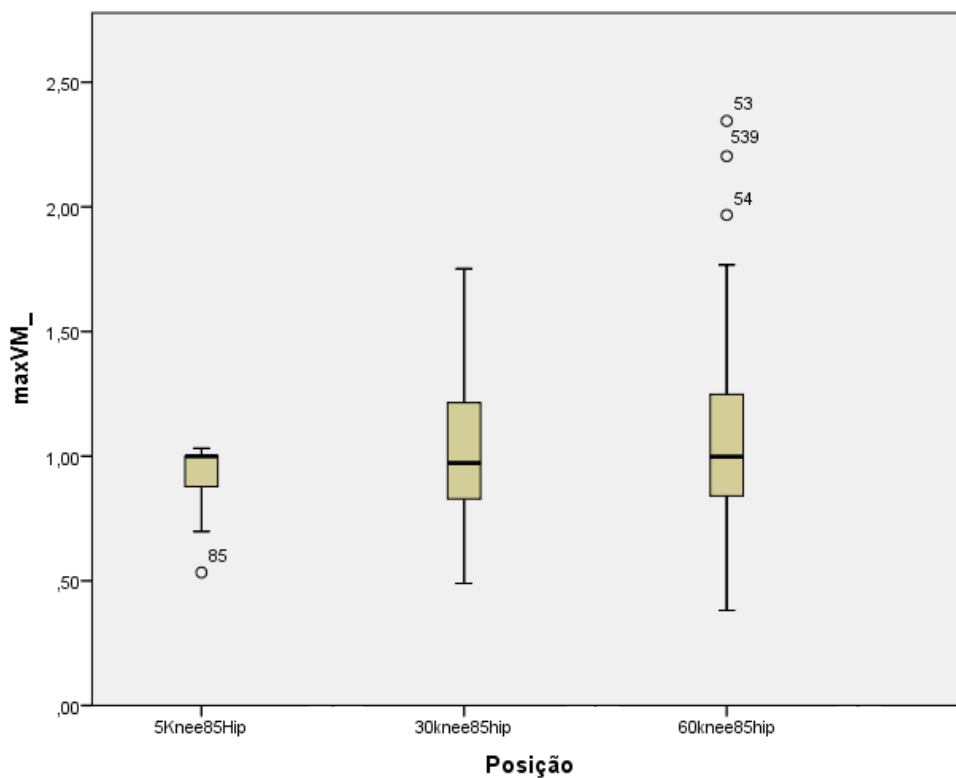


Gráfico 1: Actividade mioelétrica do VM nas diferentes posições articulares do joelho testadas

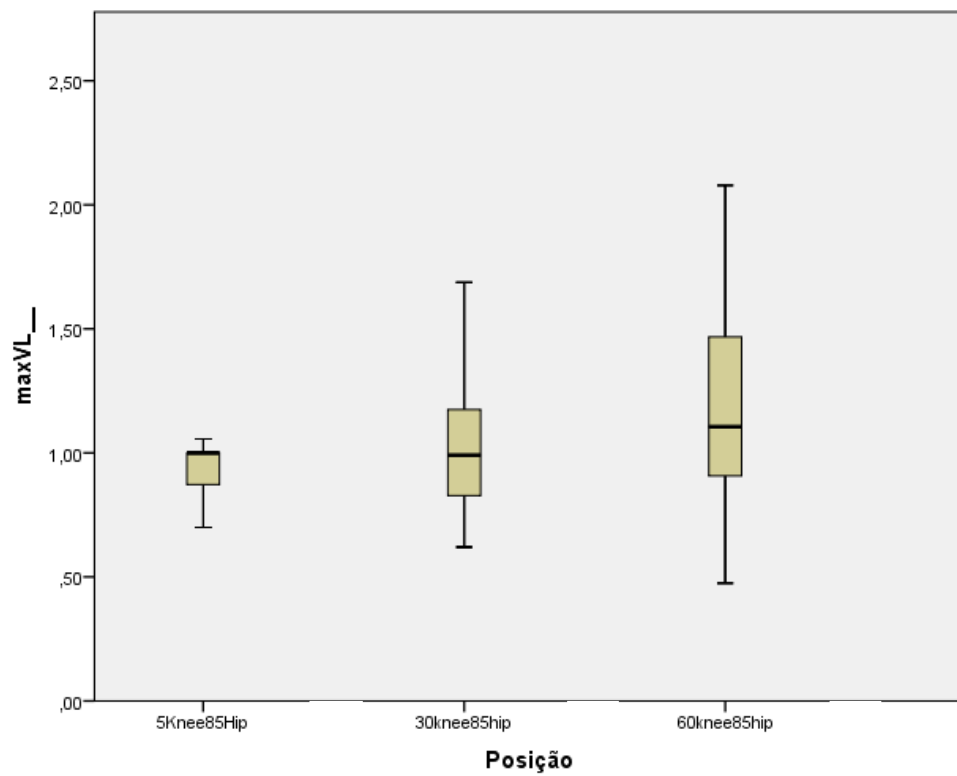


Gráfico 2: Actividade mioelétrica do VL nas diferentes posições articulares do joelho testadas

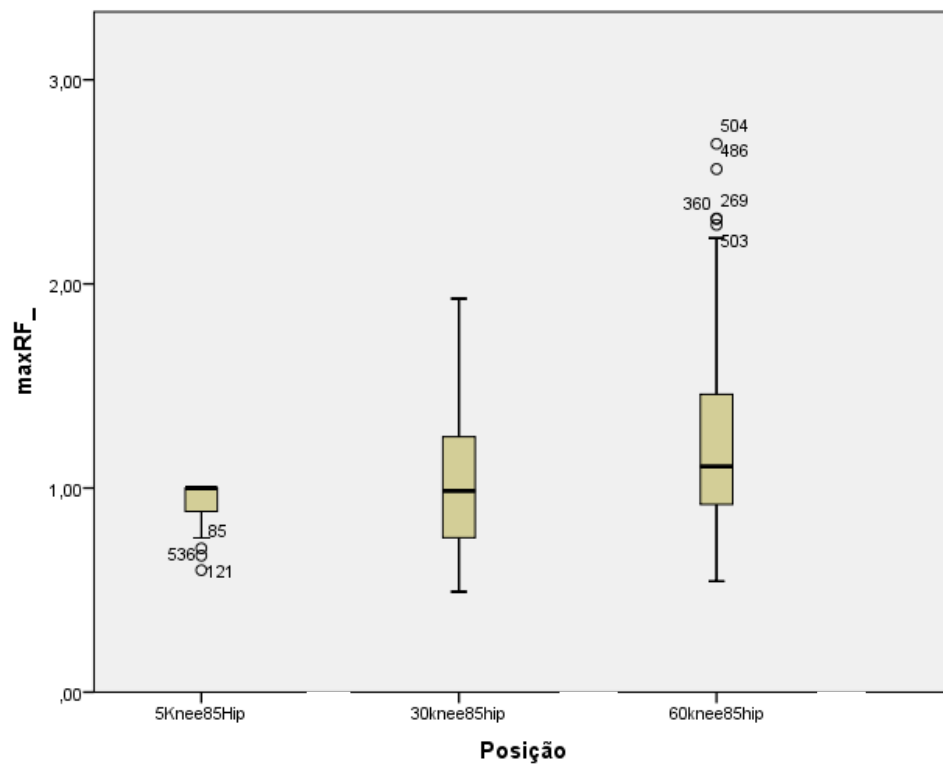


Gráfico 3: Actividade mioelétrica do RF nas diferentes posições articulares do joelho testadas

Em relação à representação gráfica referente aos momentos de força produzidos pelo QT nas diferentes posições articulares do joelho testadas, há uma maior produção de força nos 60° de flexão do joelho, assim como a menor de produção de força nos 5° de flexão do joelho. A amplitude de valores é maior, inclusive, nos 60° de flexão do joelho. De realçar a elevada quantidade de *outliers* em todas as posições articulares do joelho testadas.

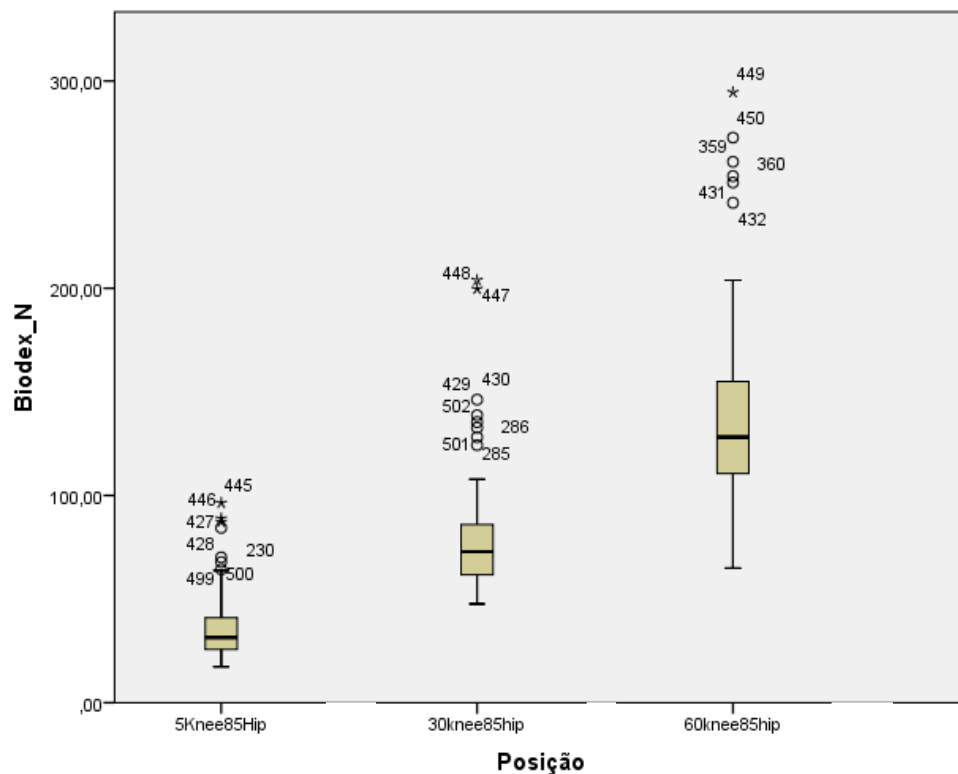


Gráfico 4: Momentos de força produzidos pelo QT nas diferentes posições articulares do joelho testadas

4.3. Comparação dos momentos de força e actividade mioelétrica entre posições articulares

Tabela 6: Resultado da comparação entre posições articulares para as variáveis em análise (% actividade mioelétrica e força muscular isométrica máxima)

		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
maxVM_	Between Groups	,577	2	,289	3,578	,030
	Within Groups	14,284	177	,081		
	Total	14,861	179			
maxVL_	Between Groups	1,848	2	,924	10,788	,000
	Within Groups	15,157	177	,086		
	Total	17,004	179			
maxRF_	Between Groups	3,586	2	1,793	12,879	,000
	Within Groups	24,505	176	,139		
	Total	28,091	178			
Biodex_N	Between Groups	340800,607	2	170400,304	130,752	,000
	Within Groups	230672,374	177	1303,234		
	Total	571472,981	179			

Com recurso à *one-way* ANOVA, fundamental para averiguar a existência de diferenças estatisticamente significativas entre grupos (Maroco, 2007) (Pestana & Gageiro, 2008), comprovou-se a existência de diferenças estatisticamente significativas, tanto a nível da actividade mioelétrica das diferentes porções do QT como a nível do momento de força produzido pelo mesmo músculo, entre grupos, ou seja, entre as diferentes posições articulares da articulação do joelho testadas. (tabela 6)

Tabela 7: Diferenças estatisticamente significativas determinadas por comparações *post-hoc* (correção de *Bonferroni*) entre grupos em relação às variáveis avaliadas (% actividade mioeléctrica e força muscular isométrica máxima)

Bonferroni

Dependent Variable	(I) Posição	(J) Posição	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
						Lower Bound	Upper Bound
maxVM_	5Knee85Hip	30knee85hip	-,09147	,05187	,239	-,2168	,0339
		60knee85hip	-,13608*	,05187	,028	-,2614	-,0107
	30knee85hip	5Knee85Hip	,09147	,05187	,239	-,0339	,2168
		60knee85hip	-,04461	,05187	1,000	-,1700	,0807
	60knee85hip	5Knee85Hip	,13608*	,05187	,028	,0107	,2614
		30knee85hip	,04461	,05187	1,000	-,0807	,1700
maxVL__	5Knee85Hip	30knee85hip	-,09712	,05343	,212	-,2262	,0320
		60knee85hip	-,24633*	,05343	,000	-,3755	-,1172
	30knee85hip	5Knee85Hip	,09712	,05343	,212	-,0320	,2262
		60knee85hip	-,14922*	,05343	,017	-,2783	-,0201
	60knee85hip	5Knee85Hip	,24633*	,05343	,000	,1172	,3755
		30knee85hip	,14922*	,05343	,017	,0201	,2783
maxRF_	5Knee85Hip	30knee85hip	-,10022	,06813	,429	-,2649	,0644
		60knee85hip	-,33830*	,06841	,000	-,5037	-,1729
	30knee85hip	5Knee85Hip	,10022	,06813	,429	-,0644	,2649
		60knee85hip	-,23808*	,06841	,002	-,4034	-,0727
	60knee85hip	5Knee85Hip	,33830*	,06841	,000	,1729	,5037
		30knee85hip	,23808*	,06841	,002	,0727	,4034
Biodex_N	5Knee85Hip	30knee85hip	-43,74496*	6,59099	,000	-59,6750	-27,8149
		60knee85hip	-106,04373*	6,59099	,000	-121,9738	-90,1137
	30knee85hip	5Knee85Hip	43,74496*	6,59099	,000	27,8149	59,6750
		60knee85hip	-62,29877*	6,59099	,000	-78,2288	-46,3687
	60knee85hip	5Knee85Hip	106,04373*	6,59099	,000	90,1137	121,9738
		30knee85hip	62,29877*	6,59099	,000	46,3687	78,2288

*. The mean difference is significant at the 0.05 level.

Em relação aos testes *Post-hoc* utilizados, usamos o teste de correção de *Bonferroni*, para avaliar a igualdade das variâncias entre-grupos, ou seja, se existem, diferenças significativamente significativas entre-grupos, e identificar esses mesmos grupos (Maroco, 2007) (Pestana & Gageiro, 2008).

Em relação à tabela 6 podemos afirmar que as alterações de posição articular do joelho têm influência nas alterações observadas nos valores de actividade mioelétrica das diferentes porções do QT e na força isométrica máxima deste músculo durante o estudo efectuado, de maneira geral.

Neste caso, referente ao teste de correcção de *Bonferroni*, podemos afirmar a existência de diferenças estatisticamente significativas (rejeição da hipótese nula) entre a posição de 5° e de 60° de flexão do joelho, na actividade mioelétrica do VM; entre as posições de 5° e de 60° e entre as posições de 30 e de 60° de flexão do joelho na actividade mioelétrica do VL; entre as posições 5° e de 60° e 30 e de 60° de flexão do joelho na actividade mioelétrica do RF; e em relação aos valores de momento de força máximos obtidos pelo *Biodex* há diferenças estatisticamente significativas entre todos os grupos testados (5°-30°, 5°-60°, 30°-60° de flexão do joelho). (tabela 7)

3 - Discussão de Resultados

O joelho, articulação intermédia do membro inferior, tem provavelmente o papel mais importante na locomoção humana, sendo também uma articulação facilmente lesável, dado que falta estabilidade (comparativamente, por exemplo, à anca), possuindo uma estabilidade inerente muito reduzida em virtude da sua forma (Standring, 2005), (Espregueira-Mendes & Pessoa, 2006), (Seeley, Stephens, & Tate, 2003). O QT, e suas expansões tendinosas (potenciados pela rótula) contribuem grandemente para a estabilização e função articular do joelho, sendo que, a sua atrofia é um forte indicador de instabilidade articular no joelho (Guyton, 2005), (Espregueira-Mendes & Pessoa, 2006), (Seeley, Stephens, & Tate, 2003), (Standring, 2005). A capacidade de produção de força por parte do QT é determinante na estabilização articular do joelho (Espregueira-Mendes & Pessoa, 2006). Para tal, torna-se interessante conhecer a posição articular do joelho em que o QT tem maior produção de força, para uma avaliação do mesmo, mais correcta. Devido à grande importância do músculo QT, por exemplo, a nível da estabilidade na articulação do joelho, ou em actividades desportivas, torna-se, igualmente importante a sua correcta avaliação, sendo que, o conhecimento preciso da posição articular em que este produz maior quantidade de força, podendo auxiliar o fisioterapeuta e outros profissionais de saúde, facilitando, assim, diagnósticos clínicos mais precisos e rigorosos. A posição de base do teste muscular manual, segundo Kendall, et al. (2005), é a extensão quase completa do joelho (5° de flexão do joelho) e anca com 90° de flexão. Mas, se tivermos em conta o mecanismo de contracção muscular, mais concretamente, a teoria das pontes cruzadas da actina e miosina, esta posição articular do joelho de base do teste muscular manual não seria posição articular ideal para o músculo QT produzir um momento de força máximo numa contracção muscular (Guyton, 2005), (Seeley, Stephens, & Tate, 2003), (Standring, 2005). Esta teoria refere que uma contracção muscular é devida à formação de pontes - após a ligação de Cálcio à troponina C - entre filamentos de actina e miosina, filamento fino e grosso, respectivamente), em que o filamento fino, actina, desliza sobre o filamento grosso, miosina (Guyton, 2005), (Fernandes, et al. 2002). Cada ponte cruzada de actina e miosina actua independentemente uma da outra, porém quanto maior for o número de filamentos de miosina em contacto com filamentos de actina maior será a força da contracção, assim como, quanto menor o cumprimento do

sarcómero, mais se evidencia a força de contracção (Guyton, 2005), (Fernandes, et al. 2002). Como estes 2 fenómenos ocorrem nas amplitudes médias articulares (onde os músculos nem estão completamente estirados, nem completamente encurtados) (Guyton, 2005), (Fernandes, et al. 2002), seria de esperar que o momento máximo de força do QT poderia ser produzido numa amplitude média de flexão do joelho, e não nos 5° de flexão do mesmo. Outros factores decisivos na posição articular, na produção de força muscular são os factores biomecânicos intrínsecos de determinada posição articular, assim como, alteração na relação entre comprimento do braço de alavanca e ângulo articular (Shenoy et al., 2011). É isto que este estudo se propõem a fazer, ou seja, ratificar a posição da articulação joelho em que o QT produza maior quantidade de força muscular de forma a poder tomá-la como posição de referência para o teste muscular manual deste grupo muscular.

O ângulo articular em que se encontra o pico do momento de força de um determinado músculo é chamado de ângulo articular óptimo (Shenoy et al., 2011). Shenoy et al. (2011) afirmaram, também, que qualquer alteração do ângulo articular óptimo deve reflectir uma alteração da relação comprimento-tensão muscular (assim como, as capacidades biomecânicas intrínsecas da articulação em causa), assumindo que não exista qualquer alteração na relação entre comprimento do braço de alavanca e ângulo articular.

Numa primeira análise dos resultados apresentados, parece evidenciar-se a capacidade que o QT tem de produzir, nos elementos que integraram a amostra, momentos de força superiores com o joelho com 60° de flexão, comparativamente às amplitudes articulares de 30° e 5° de flexão do joelho. Isto pode-se dever, à maior sobreposição de miofilamentos de actina e miosina na posição angular de 60° de flexão do joelho, comparativamente com as outras amplitudes articulares testadas (Guyton, 2005), (Takahashi, 2006), (Fernandes, et al. 2002), (Seeley, Stephens, & Tate, 2003), (Standring, 2005).

Foram registados momentos de força máximos, nos indivíduos da amostra utilizada neste estudo, de 294,58 N.m do QT com o joelho a 60°, enquanto que, com o joelho a 30° e a 5° de flexão foram registados momentos de força máximos de 203,92 N.m e de 96,38 N.m respectivamente. Os valores médios de momentos de força foram, igualmente, superiores na amplitude articular de 60° de flexão do joelho (143,8574

N.m), comparativamente aos momentos de força médios registados nas amplitudes articulares de 30° e 5° de flexão do joelho (81,5586 N.m e 37,8136 N.m, respectivamente). Esta diferença de valores registados poderá ser devida à maior quantidade de pontes cruzadas de actina e miosina com o joelho a 60° de flexão comparativamente com os 30° e 5° de flexão do mesmo (Fernandes, et al. 2002), (Guyton, 2005), (Seeley, Stephens, & Tate, 2003).

Os resultados deste trabalho estão de acordo com os estudos de Takahashi (2006) e Babault, et al. (2003), Kjaer, et al. (2003), Shenoy et al. (2011), Krishnan et al. (2012) que concluíam que com o joelho a 60° de flexão o QT tinha uma maior produção de força comparativamente com amplitudes que se aproximam da extensão do joelho. Becker & Awiszus (2001) também concluíram que o QT em amplitudes de flexão superiores a 40° tinha um aumento de actividade mioelétrica e de força muscular de 15%. No caso do estudo de Brownstein et al. (1985), estes concluíram que o pico do momento de força do QT se situava nos 50° de flexão do joelho nos homens e nos 70° de flexão do joelho nas mulheres, ou seja, amplitudes bastantes próximas dos 60° de flexão do joelho. No presente estudo não foram feitas análises separadas por sexo dos indivíduos atendendo à dimensão desequilibrada de ambos os grupos. Na minha opinião as semelhanças de resultados entre os diferentes estudos são devidas ao facto que a amplitude média da articulação do joelho é aquela onde há maior sobreposição de filamentos de actina e de miosina, por isso ser a amplitude articular onde haja maior produção de força muscular (Fernandes, et al. 2002), além de que, os estudos referidos anteriormente foram realizados em condições, sensivelmente, semelhantes às condições em que este estudo se desenrolou. Contrariamente aos resultados deste estudo os estudos de Suter & Herzog (1997), Silva, et al. (2005) e Mellor & Hodges (2006), concluíram que o pico do momento de força se situava nos 90° de flexão do joelho, nos 75° de flexão do joelho e não encontraram diferenças entre significativas entre diferentes ângulos da articulação do joelho, respectivamente. Nestes casos os resultados não foram coincidentes devido, no caso de Silva, et al. (2005) os autores terem analisado contracções concêntricas/excêntricas (e não isométricas, como é o caso deste estudo); no caso de Suter & Herzog (1997) estes analisaram os dois membros inferiores e não apenas o membro inferior dominante; e por fim, no caso de Mellor & Hodges (2006) as diferenças poderão ser devidas à muito reduzida amostra utilizada no estudo, apenas 5 indivíduos. Os estudos que estão de acordo com os resultados deste trabalho,

referidos anteriormente, afirmam que os seus resultados foram devidos ao comprimento muscular ideal para a produção de força do QT nos 60° de flexão do joelho, além de que, eles afirmam que nos 60° de flexão do joelho, a articulação deverá possuir, inclusivé, as condições biomecânicas ideais para a produção de momentos de força máximos do músculo QT (Takahashi, 2006), (Babault, et al., 2003), (Kjaer, et al., 2003), (Shenoy et al., 2011), (Krishnan et al., 2012), assim como possuir a relação ideal entre comprimento do braço de alavanca e ângulo articular (Shenoy et al., 2011). Em relação aos estudos em que os seus resultados não estão de acordo com este trabalho, é importante realçar que no caso do estudo Silva, et al. (2005), em que o pico do moemnto de força do QT se situou nos 75° de flexão do joelho (amplitude não testada neste trabalho), ser uma amplitude articular relativamente próxima dos 60° de flexão do joelho, como neste trabalho. No caso do estudo de Suter & Herzog (1997), que afirmava que o pico do moemnto de força do QT era atingido com o joelho a 90° de flexão (amplitude não testada neste trabalho), afirmava, inclusivé, a amplitude articular de 60° de flexão de joelho se situava imediatamente a seguir aos 90° de flexão do joelho como a amplitude articular em que o QT atingia melhores momentos de força. Por fim, em relação ao estudo de Mellor & Hodges (2006), que afirmava não haver alterações de produção de força significativas nas diferentes amplitudes de flexão do joelho, tinha como justificação a igual sincronização de unidades motoras do QT em todas as amplitudes de movimento do joelho, podendo mesmo afirmar, que este foi o estudo analisado em que os seus resultados não acompanham de forma alguma o presente trabalho.

Em relação ao parâmetro da actividade mioeléctrica das diferentes porções do QT, foram registados valores máximos e médios, nos indivíduos da amostra utilizada neste estudo, respectivamente de 1,03 e 0,9310 no VM, 1,06 e 0,9379 no VL, 1,00 e 0,9359 no RF, na amplitude de 5° de flexão do joelho. Na amplitude de 30° de flexão do joelho foram registados valores máximos e médios de actividade mioeléctrica, respectivamente de 1,75 e 1,0225 no VM, 1,69 e 1,0350 no VL, 1,93 e 1,0362 no RF. Na amplitude de 60° de flexão do joelho foram registados valores máximos e médios de actividade mioeléctrica, respectivamente de 2,34 e 1,0671 no VM, 2,08 e 1,1842 no VL, 2,69 e 1,2742 no RF. Também em relação à actividade mioeléctrica do QT, se registaram valores médios superiores na amplitude de 60° de flexão do joelho, em relação às outras amplitudes articulares estudadas. Em termos de diferenças entre grupos, em relação ao

VM houveram diferenças estatisticamente significativas entre as amplitudes de 5° e 60° de flexão do joelho; em relação ao VL houveram diferenças estatisticamente significativas entre os 5° e 60° de flexão do joelho, e entre os 30° e 60° de flexão do joelho, em relação ao RF houveram diferenças estatisticamente significativas entre os 5° e 60° de flexão do joelho, e entre os 30° e 60° de flexão do joelho (intervalos de confiança estatística entre os 95% e 100%) (ver tabela 6). Através destes dados, podemos dizer que nos 60° de flexão de joelho, comparativamente com as outras amplitudes articulares testadas foram registados valores de actividade mioelétrica em todas as porções musculares do QT significativamente superiores (principalmente no VL e RF). Estes resultados de actividade mioelétrica estão de acordo com os estudos de Ruiter, et al. (2008), Babault, et al. (2003) e Becker & Awiszus (2001), que afirmaram que a actividade mioelétrica vai aumentando com o aumento de flexão do joelho (até aos 90° de flexão do joelho). Estes resultados não estão de acordo com os estudos de Pincivero et al. (2006) e de Kooistra et al. (2004) que afirmaram, não haver diferenças estatisticamente significativas em termos de actividade mioelétrica do QT (nas suas diferentes porções) nas diferentes posições angulares da articulação do joelho, durante a sua contracção. Importante realçar que o valor de 1,00 é o valor tomado como, 100% de actividade mioelétrica (calculado após a normalização do sinal).

Estes valores não são totalmente inesperados, porque os valores de pico do momento de força de um determinado músculo estão habitualmente associados aos valores máximos de actividade mioelétrica, em actividades simples (monoarticulares) (Correia & Mil-Homens, 2004). A relação EMG-força não é linear. Os resultados do estudo de Alkiner et al. (1999), sugerem que a relação EMG-força no caso do QT é mais fortemente aplicável em situações em que ocorre, simplesmente, extensão do joelho (como é o caso do presente estudo), não tanto em situações em que se efectuam actividades multiarticulares.

Em relação às diferenças de actividade mioelétrica das diferentes porções musculares do QT nos resultados deste trabalho (fundamentalmente no valor médio de actividade mioelétrica do QT nos 60° de flexão do joelho), podemos afirmar que a actividade mioelétrica do RF foi superior comparativamente com a actividade mioelétrica das restantes porções musculares do QT analisadas, talvez devido ao facto do VL e VM serem mais fortemente solicitados nas extensões de joelho com rotações da anca associadas, ao contrário do RF que é mais fortemente activado na extensão do joelho

com a anca em posição neutra (Alkner, Tesch, & Berg, 1999), (Lam & Ng, 2001), (Takahashi, 2006), (Seeley, Stephens, & Tate, 2003). Outro factor que pode influenciar a maior actividade electromiográfica nos 60° de flexão do joelho poderá ser as elevadas forças de deslize articular na referida posição angular comparativamente com as outras posições angulares do joelho testadas (Alkner, Tesch, & Berg, 1999), (Takahashi, 2006) (Seeley, Stephens, & Tate, 2003).

Em jeito de resumo, os resultados deste estudo levam-nos a afirmar que a posição de referência do teste muscular manual, ou seja, 5° de flexão da articulação do joelho (Kendall, McCreary, Provance, Rodgers, & Romani, 2005), não é a posição em que o QT atinge o seu momento máximo de força (assim como, uma actividade mioeléctrica máxima). A posição angular da articulação do joelho em que isso ocorre é nos 60° de flexão, segundo os resultados deste estudo. Por isso, podemos afirmar, que para um diagnóstico mais preciso que envolva a quantificação da força produzida pelo QT (teste muscular manual), a posição mais correcta para o efeito será os 60° de flexão do joelho, salvo algum impedimento do paciente em causa para assumir a referida posição articular. É importante realçar que a posição de 60° de flexão do joelho nem sempre pode ser assumida pelo paciente, mas sempre que seja possível, deve-se avaliar a força do QT com o joelho a 60° de flexão, segundo o presente estudo.

Pode-se pois afirmar que para a amostra estudada, a posição articular em que o joelho produz um momento máximo de força e de actividade mioeléctrica máxima foi encontrada, e, confirmar que para esta amostra a posição de referência do teste muscular manual não é a mais apropriada para o efeito.

Conclusão

O conhecimento da posição angular da articulação do joelho em que o QT tem o seu máximo de activação mioeléctrica e de força muscular, durante a sua contracção isométrica para extensão do joelho, assim como, a comparação da produção de força isométrica do QT em diferentes posições angulares do joelho e a validação do teste muscular manual do QT constituíram os objectivos a cumprir a partir do presente estudo.

É possível afirmar que, a partir deste trabalho, a posição de referência do teste muscular manual do QT, ou seja, os 5° de flexão da articulação do joelho (assim como os 30° de flexão do joelho, também analisados no presente estudo), não é a posição articular do joelho em que o referido músculo atinge o seu momento máximo de força muscular, o mesmo se passando com a actividade mioeléctrica máxima. A posição articular do joelho em que o QT atingiu o seu momento de força muscular máximo, em condições isométricas, foi nos 60° de flexão do joelho. Com isto poderíamos afirmar que seria preferível avaliar a força muscular do músculo QT com o joelho a 60° de flexão, comparativamente com a posição de referência do teste muscular manual, por ser a posição em que este produz maior quantidade de força.

Outra conclusão importante reside no facto de, para uma avaliação mais precisa e fiável, que envolva a quantificação da força muscular máxima do músculo QT, esta mensuração deve ser executada nos 60° de flexão do joelho, dado que a posição de referência do teste muscular manual do QT de 5° de flexão da referida articulação, segundo Kendall, et al. (2005), não nos fornece o momento de força muscular máximo do QT. De referir, que, a partir deste estudo, podemos, unicamente, concluir que esta avaliação seria mais precisa e fiável se fosse executada com o joelho a 60° de flexão, quando executada em indivíduos saudáveis.

Referências Bibliográficas

- Alkner, B., Tesch, P., & Berg, H. (1999). Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press. *Biodynamics*.
- Almekinderds, C., & Oman, J. (1994). Isokinetic muscle testing: Is it clinically useful? *J. Am. Orthop. Surg.*, pp. 221-225.
- Babault, N., Pousson, M., Ballay, Y., & Hoecke, J. (2001). Activation of human Quadriceps femoris during isometric, concentric, and eccentric contractions. *J Appl Physiol*, pp. 2628-2634.
- Babault, N., Pousson, M., Michaut, A., & Hoecke, J. (2003). Effect of quadriceps femoris muscle length on neural activation during isometric and concentric. *J Appl Physiol*, 94, pp. 983-990.
- Baltzopoulos, V., & Brodie, D. (1989). Isokinetic dynamometry. Applications and limitations. *Sports Med*, 8, pp. 101-116.
- Becker, R., & Awiszus, F. (2001). Physiological alterations of maximal voluntary Quadriceps activation by changes of Knee joint angle. *MUSCLE & NERVE*, 24, pp. 667-672.
- Bohannon, R. (1986). Manual muscle test scores and dynamometer test scores of knee extension strength. . *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*.
- Bohannon, R. (2005). Manual muscle testing: does it meet the standards of an adequate screening test? *Clinical Rehabilitation*, 19, pp. 662-667.
- Brownstein, B., Lamb, R., & Mangine, R. (1985). Quadriceps Torque and Integrated Electromyography. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*.
- Bulow, P., Norregaard, J., B., D.-S., & Mehlsen, J. (1993). Twitch interpolation technique in testing of maximal muscle strength: influence of potentiation, force level, stimulus intensity and preload. *Eur J Appl Physiol*, 67, pp. 462–466.
- Correia, P., & Mil-Homens, P. (2004). A Electromiografia no Estudo do Movimento Humano. *FMH edições*.
- Cuthbert, S., & Goodheart, G. (2007). On the reliability and validity of manual muscular test: a literature review. *Chiropractic & Osteopathy*.

- Drake, R., Vogl, W., & Mitchell, A. (2009). *Gray's Anatomy for students*. Elsevier.
- Drouin, J., Valovich-mcLeod, C., Shultz, S., Gansneder, M., & Perrin, H. (2004). Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *Eur J Appl Physiol*.
- Dvir, Z. (2002). *Isocinética: Avaliações musculares, interpretações e aplicações clínicas*. Editora Manole.
- Espregueira-Mendes, J., & Pessoa, P. (2006). *O Joelho*. Editora Lidel.
- Fauth, M., Petushek, E., Feldmann, C., Hsu, B., & Garceau, L. (2010). Reliability of Surface Electromyography During Maximal Voluntary Isometric Contractions, Jump Landings, and Cutting. *Journal of Strength and Conditioning Research*.
- Fernandes, A. M. (2002). *Cinesiologia do Alongamento*. Sprint.
- Gonçalves, R., & Pinheiro, P. (2004). Co-activação dos músculos flexores e extensores da articulação do joelho em condições isocinéticas. *Rev Port Cien Desp*, 2, pp. 215-223.
- Griffin, J., McClure, M., & Bertorini, T. (1985). Sequential Isokinetic and Manual Muscle Testing in Patients with Neuromuscular Disease. *PHYSICAL THERAPY*, pp. 32-36.
- Guyton, A. (2005). *Tratado de Fisiologia Humana*. Guanabara Koogan.
- Hamill, J., & Knutzen, K. (1999). *Bases biomecânicas do movimento humano*. Editora Manole.
- Hanten, W., & Bandy, W. (1993). Changes in torque and electromyography activity of the Quadriceps femoris muscle following isometric training. *Physical Therapy*, pp. 455-465.
- Hart, J., Pietrosimone, B., Hertel, J., & Ingersoll, C. (2010). Quadriceps activation following knee injuries: A systematic review. *Journal of Athletic Training*, pp. 87-97.
- Hayes, K., & Falconer, J. (1992). Reliability of hand-held Dynamometry and its relationship with Manual muscle testing in patients with osteoarthritis in the knee. *JOSPT*, 16, pp. 145-149.

Jeon, H.-S., Trimble, M., Brunt, D., & Robinson, M. (2001). Facilitation of quadriceps activation following a concentrically controlled knee flexion movement: The influence of transition rate. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, pp. 122-132.

Kasper, D., Fauci, A., Longo, D., Braunwald, E., Hauser, H., & Jameson, L. (2006). *Medicina Interna*. McGrawHill.

Katharine, M., & Conable, D. (2010). Intraexaminer comparison of applied kinesiology manual muscle testing of varying durations: a pilot study. *Journal of Chiropractic Medicine*, 9, pp. 3-10.

Kendall, F., McCreary, E., Provance, P., Rodgers, M., & Romani, W. (2005). Muscles: Testing and Function with Posture and Pain. *Lippincott Williams & Wilkins*.

Kjaer, M., Krogsgaard, M., Magnusson, P., Engebretsen, L., Roos, H., Takala, T., et al. (2003). Compêndio de Medicina Desportiva. *Blackwell Science*.

Kooistra, R., Rviter, J., & Hann, A. (2004). Muscle activation and blood flow do not explain the muscle length-dependent variation in Quadriceps isometric endurance. *American Physiological Society*.

Krishnan, C., Allen, E., & Williams, G. (2012). Effect of knee position on Quadriceps muscle force steadiness and Activation Strategies. *Muscle Nerve*.

Kubo, K., Tsunoda, H., & Fukunaga, T. (2003). Activation of agonist and antagonist muscles at different joint angles during maximal isometric efforts. *Eur J Appl Physiol*, pp. 349-352.

Kubo, K., Tsunoda, N., Kanehisa, H., & Fukunaga, T. (2004). Activation of agonist and antagonist muscles at different joint angles during maximal isometric efforts. *Eur J Appl Physiol*, pp. 2628-2634.

Lam, L., & Ng, G. (2001). Activation of the Quadriceps muscle during semisquatting with different hip and knee positions in patients with anterior knee pain. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*

Lam, P., & Ng, G. (2001). Activation of the Quadriceps muscle during semisquatting with different hip and knee positions in patients with anterior knee pain. *American Journal Physiology Medical Rehabilitation*, pp. 804-808.

- Lin, H., Hsu, A., Chang, J., Chien, C., & Chang, G. (2008). Comparison of EMG Activity Between Maximal Manual Muscle Testing and Cybex Maximal Isometric Testing of the Quadriceps Femoris. *Journal of the Formosan Medical Association*, 107, pp. 175-181.
- Magalhães, J. O., & Soares, J. (2002). Avaliação isocinética da força muscular de atletas em função do desporto praticado, idade, sexo e posições específicas. *Faculdade de Ciências do Desporto e de Educação Física Universidade do Porto*, 1.
- Maior, A., Marmelo, L., & Marques-Neto, S. (2011). Perfil do EMG em relação a duas angulações distintas durante a contracção voluntária isométrica máxima no exercício de agachamento. *Motricidade*, 7, pp. 77-84.
- Maroco, J. (2007). Análise estatística com utilização do SPSS. *Edições Sílabo*.
- Mathur, S., Eng, J., & MacIntyre, D. (2005). Reliability of surface EMG during sustained contractions of the quadriceps. *J. Electromyogr. Kinesiol.*
- Mellor, R., & Hodges, P. (2006). Effect of Knee Joint Angle on Motor Unit Synchronization. *JOURNAL OF ORTHOPAEDIC RESEARCH*, pp. 1420-1426.
- Newhan, S., Jones, G., & Newham, D. (2003). Quadriceps voluntary activation at different joint angles measured by two stimulation techniques. *Eur J Appl Physiol*, pp. 496-499.
- O' Sullivan, S., & Schmitz, T. (2004). Fisioterapia - Avaliação e tratamento. *Manole*.
- Onishi, H. e. (2000). Relationship between EMG signals and force in humans vastus lateralis muscle using multiple bipolar wire electrodes. *Journal of electromyography and Kinesiology*, pp. 59-67.
- Perossa, D., Dziak, M., Vernon, H., & Hayashita, K. (1998). The intra-examiner reliability of manual muscle testing of the hip and shoulder with a modified sphygmomanometer: a preliminary study of normal subjects. *Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 42, pp. 73-82.
- Pestana, M., & Gageiro, J. (2008). Análise de dados para Ciências Sociais. A complementaridade do SPSS. *Edições Sílabo*.

- Pincivero, D., Coelho, A., Campy, R., Salfetnikov, Y., & Suter, E. (2003). Knee extensor torque and quadriceps femoris EMG during perceptually-guided isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13.
- Pincivero, D., Gandhia, V., Timmons, M., & Coelho, A. (2006). Quadriceps femoris electromyogram during concentric, isometric and eccentric phases of fatiguing dynamic knee extensions. *Journal of Biomechanics*, 39, pp. 246–254.
- Piriyaarasarth, P., Morris, M., Winter, A., & Bialocerkowski, A. (2008). The reliability of knee joint position testing using electrogoniometry. *BMC Musculoskeletal Disorders*.
- Piriyaarasarth, P., Morris, M., Winter, A., & Bialocerkowski, A. (2008). The reliability of Knee Joint position testing using electrogoniometry. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 9, pp. 1471-1490.
- Rabita, G., Pérot, C., & Lenseil-Corbeil, G. (2000). Differential effect of knee extension isometric training on the different muscles of the quadriceps femoris in humans. *Eur J Appl Physiol*, 83, pp. 531-538.
- Rainville, J., Jouve, C., Finno, M., & Limke, J. (2003). Comparison of four tests of Quadriceps strength in L3 or L4 radiculopathies. *The Spine*, pp. 2466-2471.
- Robertson, C., & Gordon, D. (2004). Research Methods in Biomechanics. *Editora Human Kinetics*.
- Rowe, P., Myles, C., Hillmann, S., & Hazlewood, M. (2001). Validation of Flexible Electrogoniometry as a Measure of Joint Kinematics. *Physiotherapy*.
- Ruiter, C., Hoddenbach, G., Huurnink, A., & Haan, A. (2008). Relative torque contribution of vastus medialis muscle at different knee angles. *Acta Physiol*, 194, pp. 223-237.
- Schmid, B., Brunner, F., Luomjok, H., Held, U., Bachmann, M., Kunzer, S., et al. (2009). Reliability of clinical tests to evaluate nerve function and mechanosensitivity of the upper limb peripheral nervous system. *Chiropr Osteopat*.
- Schneider, P., Benetti, G., & Meyer, F. (2004). Força muscular de atletas de voleibol de 9 a 18 anos através da dinamometria computadorizada. *Rev Bras Med Esporte*, 10.

Seeley, R., Stephens, T., & Tate, P. (2003). Anatomia & Fisiologia . Editora Lusociência .

Shenoy, S., Priyaranjan, M., & Sandhu, J. (2011). Peak Torque and IEMG activity of Quadriceps Femoris muscle at three different knee angles in a Collegiate Population. *J Exerc. Sci. Fit.*

Silva, F., Rocha, E., Soares, D., & Loss, J. (2005). Caracterização do torque de resistência a partir das características musculares do Quadríceps. *Universidade Federal do Rio Grande do Sul/Escola de Educação Física.*

Standring, S. (2005). Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinacal practice. *Elsevier.*

Suter, E., & Herzog, W. (1997). Extent of muscle inhibition as a function of knee angle. *Journal of Electromyography and Kinesiology.*

Takahashi, L. (2006). Análise da relação entre electromiografia e força do músculo Quadríceps em exercícios resistidos.

Tortora, G., & Grabowski, S. (s.d.). Corpo Humano: Fundamentos de Anatomia e Fisiologia. *Artmed.*

Tracy, B., & Enoka, R. (2002). Older adults are less steady during submaximal isometric contractions with knee extensor muscles. *J Appl Physiol*, pp. 1004-1012.

Vasconcelos, R., Bevilaqua-Grossi, D., Shimano, A., Paccolo, C., Salvini, T., Prado, C., et al. (2009). Confiabilidade e validade de um dinamômetro isométrico modificado na avaliação do desempenho muscular em indivíduos com reconstrução do ligamento cruzado anterior. *Rev Bras Ortop.*

Wadsworth, C., Krishnan, R., Sean, M., Harrold, J., & Nielsen, D. (1987). Intrater reliability of manual muscle testing and hand-held dynametic muscle testing. *Journal of the American Physical Therapy Association*, 67, pp. 1342-1347.

Watanabe, K., & Akima, H. (2011). Effect of knee joint angle on neuromuscular activation of the vastus intermedius muscle during isometric contraction. *Scand J Med Sci Sports*, 21, pp. 412-420.

Zawadzki, J., Bober, T., & Sieminski, A. (2010). Validity analysis of the Biodex System 3 Dynamometer understatic and isokinetic conditions. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*.

Apêndices

Apêndice 1 – Consentimento informado

Título do Estudo: Relação EMG/Força Isométrica na extensão do joelho em diferentes posições angulares do joelho e anca.

Objectivos do Estudo:

- Comparar a produção de Força isométrica na extensão do joelho nas diferentes posições angulares da anca e joelho;
- Comparar a actividade EMG das diferentes porções musculares do Quadríceps Crural durante a produção de Força isométrica na extensão do joelho nas diferentes posições angulares da anca e joelho;
- Comparar a relação EMG/Força durante a produção de Força isométrica na extensão do joelho nas diferentes posições angulares da anca e joelho;
- Validar o teste muscular manual com esfigmomanómetro.

Procedimentos na Recolha:

- Informação ao participante sobre os procedimentos; esclarecimento de dúvidas;
- Recolha de dados biográficos e antropométricos;
- Testes funcionais musculares;
- Preparação da pele (depilação e limpeza) e colocação dos eléctrodos nos músculos: Recto Femoral, Vasto Externo, Vasto Interno e Bicéps Femoral, dos membros inferiores;
- Colocação de quatro marcadores reflexivos: côndilo externo, grande trocânter, espinha ilíaca ântero-superior, espinha ilíaca pósterio-superior;
- Colocação de electrogoniómetro no joelho do membro inferior;

Os eléctrodos, marcas reflexivas e electrogoniómetro serão fixos à pele por fita adesiva apropriada.

A tarefa a realizar consistirá na extensão do joelho em diferentes angulações do joelho e anca contra uma resistência externa, com o participante sentado.

As recolhas terão lugar no laboratório de fisioterapia da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra.

Consentimento Informado

Estou disposto(a) a colaborar como voluntário(a) no estudo sobre a Relação EMG/Força Isométrica na extensão do joelho em diferentes posições angulares do joelho e anca.

Foi-me explicado pelos investigadores a finalidade deste estudo, bem como os seus objectivos, princípios e procedimentos, sendo que os compreendi na totalidade e os aceito.

Sei também que os meus dados vão ser tratados confidencialmente e permito que sejam usados para a investigação, mantendo-se sempre o meu anonimato e privacidade. De igual forma, sei que sou livre de recusar a participação e posso desistir a qualquer momento, não resultando daqui qualquer consequência.

Assinatura do participante:

Data: ____|____|____